

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**Systém měření pohybu střelce během míření a
zpětného rázu pušky**

**Measuring System Movement of the Shooter during Aiming and
Recoil Rifle**

2014

Aleš Bečica

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Aleš Bečica**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Systém měření pohybu střelce během míření a zpětného rázu pušky**
Measuring System Movement of the Shooter during Aiming
and Recoil Rifle

Zásady pro vypracování:

1. Nastudování problematiky kinematiky člověka.
2. Nastudování problematiky vzájemného působení drženého tělesa a svalového aparátu.
3. Nastudování problematiky měření EMG.
4. Navržení vhodného umístění měřicích bodů a metodiky měření pro snímání pohybu střelce během míření a zpětného rázu pušky prostřednictvím EMG.
5. Experimentální ověření navržené metodiky.
6. Vyhodnocení naměřených dat.
7. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:


- [1] HAMILL, Joseph and Kathleen KNUTZEN. *Biomechanical basis of human Movement*. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams and Wilkins, c2009. xi, 491 p. ISBN 978-0-7817-9128-1.
[2] SEBERA, Martin, Stanislav JOUKAL a Martin ZVONAR. 3D biomechanická analýza v atletice. *Atletika*. 2007, roč. 6, č. 56, s. 1–2. ISSN 0323-1364.
[3] WHITING, William C. and Stuart RUGG. *Dynatomy, Dynamic Human Anatomy*. Champaign (USA): Human Kinetics, c2006. 246 s. ISBN 0736036822.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.


Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Lucie Švecová**

Datum zadání: 18.11.2011

Datum odevzdání: 07.05.2014

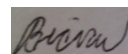

doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry




prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.



Aleš Bečica

V Ostravě dne 18.7.2014

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat mé vedoucí Ing. Lucii Švecové za odborné konzultace a asistenci při měřeních a rovněž mé rodině za podporu během celého studia.

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá měřením svalové aktivity a pohybu střelce prostřednictvím zařízení SOMNOScreen plus a Scatt. V teoretické části je komplexně popsána jak kinematika, tak dynamika pohybu člověka, dále pak možnosti měření pohybu člověka, pohybu zbraně, problematika EMG a teoretické základy sportovní střelby. V praktické části je popsán způsob měření a jeho vyhodnocení.

Klíčová slova

EMG, Scatt, SOMNOScreen plus, měření pohybu, měření elektromyografie, puška, střelec, matlab, excel, korelace, rychlost, zrychlení

Abstract

This bachelor thesis deals with measurement of muscle activity and shooter movement through SOMNOScreen plus and Scatt device. In theoretical part is complexly described kinematics and dynamics of human movement and then options of measurement of human movement, movement of arms, issue of EMG and theoretical basics of sport shooting. In practical part is described way of measurement and assessment.

Key words

EMG, Scatt, SOMNOScreen plus, movement measurement, electromyography measurement, rifle, shooter, matlab, excel, correlation, velocity, acceleration

Seznam použitých symbolů a zkratek

a	zrychlení	[m/s ²]
atd.	a tak dále	
EEG	elektroencefalografie	
EKG	elektrokardiografie	
EMG	elektromyografie	
EOG	elektrookulografie	
F	síla	[N]
F _G	gravitační síla	[N]
F _{SV}	svalová síla	[N]
F _T	třecí síla	[N]
ISSF	International Sport Shooting Federation	
LED	Light-Emitting Diod	
M	moment síly	[Nm]
O	opěrný bod	
s	dráha	[m]
SEMG	Surface elektromyography	
T	perioda	[s]
tzn.	to znamená	
UIT	Union International de Tir	
v	rychlost	[m/s]

Obsah

1	Úvod	1
2	Pohyb člověka	2
2.1	Základní složky pohybového systému	2
2.2	Obecné principy řízení pohybu	2
2.3	Kinematika pohybu člověka	4
2.4	Dynamika pohybu člověka	5
2.5	Statická a dynamická rovnováha	6
2.6	Páky	7
3	Svaly	9
3.1	Základní druhy svalových tkání	9
3.1	Stavba svalu kosterního	10
3.2	Druhy svalových kontrakcí	11
3.3	Svalová síla	12
4	Metody vyšetření pohybu	14
4.1	Vyšetření pohybu člověka	14
4.2	Vyšetření pohybu zbraně	16
5	Elektromyografie	18
5.1	Historie	18
5.2	Elektrody pro EMG	18
5.3	Vznik EMG signálu	20
5.4	Artefakty	21
6	Sportovní střelba	23

6.1	Historie	23
6.2	Přehled puškových střeleckých disciplín	23
6.3	Střelba ze vzduchové pušky na 10 metrů	24
7	Měření	26
7.1	SOMNOScreen plus	26
7.2	Návrh metodiky	27
7.3	Svaly vybrané pro měření	28
7.4	Mapa svalových aktivit	32
7.5	Vyhodnocení dat ze zařízení Scatt pomocí Excelu	34
7.6	Analýza závislostí pomocí Matlabu	36
8	Závěr	46
	Seznam použité literatury	48
	Seznam použitých obrázků	50
	Seznam příloh	51

1 Úvod

Sportovní střelba je velmi oblíbenou sportovní aktivitou nejen mládeže, ale také dospělých. Čeští sportovci mají v tomto sportu úspěch i v mezinárodním měřítku a dokáží se prosadit i na prestižních olympijských hrách, ve kterých pravidelně bojují o medaile.

Samotná střelba je velmi složitá a pouze pod profesionálním vedením může střelec dosáhnout úspěchů.

V této práci se zabývám měřením elektromyografie. Koordinace svalové aktivity je důležitým faktorem při sportovní střelbě a rozhodně rozhoduje o výsledcích.

V dalších kapitolách se čtenář této bakalářské práce může dočíst více o komplexní teorii pohybu člověka složené jak z kinematiky, tak z dynamiky, možnostech měření pohybu člověka, atd.

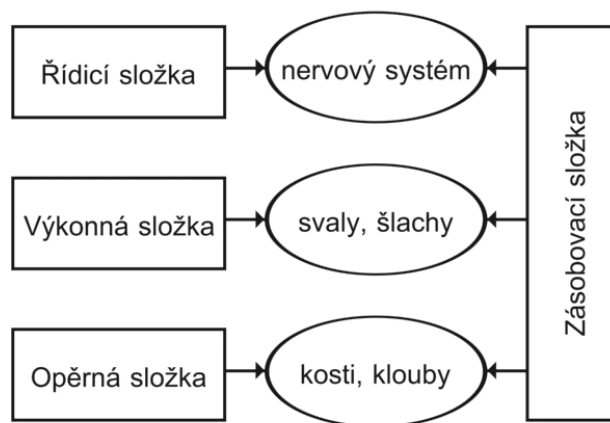
Cílem této práce je lépe celkově pochopit svalové zatížení střelce při střelbě, vývoj pohybu zbraně při střelbě během míření a zpětného rázu a experimentální zkoumání těchto veličin.

2 Pohyb člověka

2.1 Základní složky pohybového systému

Pohybový systém rozdělujeme na čtyři složky:

- **Opěrnou (pasivní)** – je složena z kostí a kloubů
- **Výkonovou (aktivní)** – obsahuje svaly a šlachy
- **Řídící (regulační)** – tvoří centrální nervový systém a periferní nervový systém
- **Zásobovací (infrastrukturální)** – patří do ní cévy, které se starají o přísun látek potřebných k činnosti pohybového systému [15]



Obrázek 1. Funkční složky pohybového systému [15]

2.2 Obecné principy řízení pohybu

Lidské chování je řízeno třemi funkčními systémy:

- **Senzorickým**
- **Motorickým**
- **Motivačním**

Pohyby, které vykonáváme jsou realizovány na základě pohybových programů (pohybových vzorců). Tyto programy vycházejí z motorických center a jsou určeny pro kosterní svaly.

Pohybové programy se liší svou komplexností (složitostí), způsobem vyvolání (vybavení) pohybu a také způsobem jejich vzniku (učením, vrozené).

Pohybové programy jsou jen velmi výjimečně vytvářeny jen jedním motorickým centrem.

[14]

Komplexní pohyby člověka můžeme rozdělit do tří s sebou souvisejících skupin:

- **Volní pohyby** – tyto pohyby tvoří cílenou motoriku (za určitým cílem), jde především o naučené pohyby
- **Mimovolní pohyby** – jsou rychlé, reflexního charakteru
- **Rytmické pohyby** – opakující se, oscilující pohyby

Motorický nervový systém tvoří všechny nervové struktury, jejichž dominantní úlohou je zajistit volní, mimovolní i rytmičnou hybnost. Motorické struktury jsou hierarchicky uspořádané a vzájemně spolupracují. Tyto struktury nejsou izolované od ostatních funkčních systému nervstva. A to především od senzitivních systémů.

Motorickému systémů můžeme přiřadit:

- **Motorické jednotky** – Motorická jednotka je skupina svalových vláken inervovaných jedním motoneuronem. Tvoří je míšní nebo kmenové motoneurony a svalová vlákna inervovaná jejich axony.
- **Přední míšní rohy** – šedá hmota těchto rohů obsahuje motoneurony i interneurony, které jsou součástí řady reflexních oblouků tvořících zásobu pohybových a postojových programů
- **Motorická centra mozkového kmene** – zajišťují kontrolu opěrné motoriky, koordinaci opěrné a cílené motoriky a regulaci svalového napětí.
- **Mozeček** – řídí opěrnou motoriku (stoj, rovnováhu těla) a koordinuje cílenou a opěrnou motoriku. Spolupracuje také na kontrole očních pohybů.
- **Motorická centra thalamu** – propojují mozeček, bazální ganglia a motorickou kůru. Účelem je koordinace senzitivity (vnímání) a pohybové aktivity (motoriky).
- **Bazální ganglia** – zajišťují pohybové programy – řízení směru, rychlosti, síly pohybu.
- **Motorická kůra hemisfér** – programuje a plánuje cílené pohyby a řídí jemné pohyby.

Pro řízení svalové aktivity a realizaci opěrné a cílené motoriky jsou mícha a motorické jednotky míchy nejdůležitějšími. [14]

2.3 Kinematika pohybu člověka

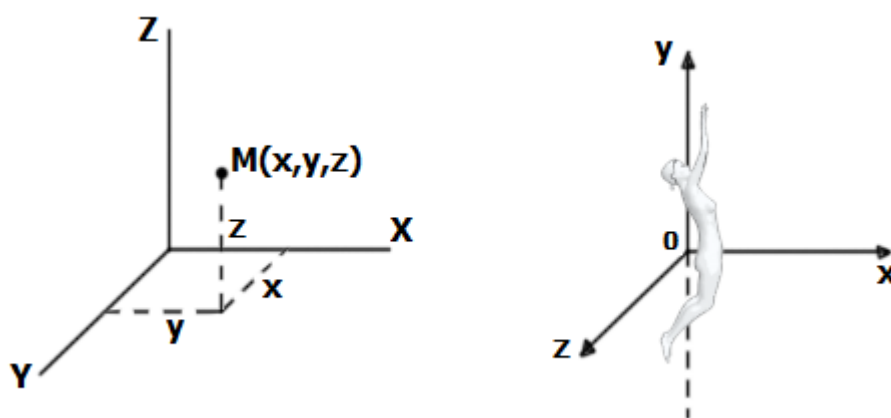
Pohybem člověka dochází ke změnám poloh částí těla a těla jako celku v prostoru. Pohyby při sportovních aktivitách jsou tedy změny polohy sportovce nebo jeho hmotné soustavy nebo polohy jeho používaného náčiní v čase. Kinematika patří mezi části mechaniky zabývající se určováním polohy bodů a jejich změn v čase. Nezabývá se tedy příčinami vzniku pohybu.

Mezi základní veličiny kinematiky patří:

- Dráha
- Rychlost
- zrychlení

Pro popis soustav pohybů byl zaveden pojem **hmotný bod**. Tento bod je umístěn v těžišti tělesa, jehož tvar ani rozměry nejsou rozhodující, ale hmotnost tělesa k tomuto bodu vztahujeme. Pohyb a poloha těla je určen vzhledem ke zvolené vztažné soustavě.

Vztažnou soustavou můžeme myslet zemský povrch nebo např. segment těla, ke kterému se vztahuje pohyb ostatních segmentů těla. Jednoznačnou polohu bodu v trojrozměrném prostoru určíme třemi souřadnicemi. Nejrozšířenější a nejpoužívanější je kartézská soustava souřadnic tvořící tři na sebe kolmé osy x , y , z . [19]



Obrázek 2. Kartézská soustava souřadnic [19]

Základní pojmy určující pohyb a polohu segmentů těla v prostoru a čase jsou:

- **Trajektorie** – geometrická čára, po které se hmotný bod pohybu

- **Dráha** – délka trajektorie
- **Rychlost** – vektorová veličina, která určuje jakou mírou se mění poloha tělesa v čase
- **Zrychlení** – vektorová veličina, která určuje jakou mírou se mění rychlost tělesa v čase

Ve sportovních disciplínách jsou posuzovány parametry, které rozhodují o úspěchu atleta.

Příkladem může být rychlost běžce na 100 m nebo výška, kterou sportovec vyskočil.

V těchto případech se jak rychlost, tak hodnota výšky vztahuje i na těžiště těla a ne na libovolnou část. Tělo sportovce tak v těchto případech musíme chápat jako hmotný bod.

[19]

2.4 Dynamika pohybu člověka

Oborem dynamiky na rozdíl od kinematiky je zkoumání příčin změn pohybového stavu těla a jeho částí. Příčinou pohybu je síla, která může dosahovat různých forem.

Primární silou může být například tíhová síla F_G , která neustále působí na každý segment lidského těla. Primární síly působí bez ohledu na konaný pohyb. Působení gravitace na prováděný pohyb je závislý na charakteru pohybu. Pokud jde o pohyb ve směru působení gravitační síly, jsou její účinky urychlující. Při pohybu v opačném směru jsou její účinky brzdící.

Síly, které vznikají teprve až pohybem jako odpor hmoty proti tomuto pohybu označujeme sekundárními silami. Příkladem je třecí síla F_T . Sekundárních sil, které můžeme označit jako vnější je v oblasti sportovního pohybu většina.

Další síly vznikají v těle sportovce. Může to být například svalová síla F_{SV} nebo rezistující síly pevnosti a pružnosti tělesných tkání.

Mimo reálných sil, které jsou projevem vzájemného působení těles, existují dále setrvačné neboli zdánlivé síly. Tyto síly nejsou původem vzájemného silového působení těles, ale tvoří se důsledkem zrychleného (zpomaleného) pohybu neinerciálních soustav. Vlastností setrvačných sil je udržení tělesa v původním stavu. To buď v klidu, pokud dochází ke zrychlování pohybu nebo v pohybu při zpomalování pohybu. [19]

Základem dynamiky jsou Newtonovy pohybové zákony:

1. **Zákon setrvačnosti** - každý hmotný bod setrvává v klidu nebo v přímočarém rovnoměrném pohybu, pokud není nuceno tento stav měnit vlivem účinku okolí.
2. **Zákon síly** – změna pohybu je úměrná síle a tato změna se děje ve směru, ve kterém působí.
3. **Zákon akce a reakce** – při vzájemném působení těles vznikají dvě síly stejně velké a opačného smyslu. Každá síla budí stejně velkou protisílu a každá síla může pohyb podporovat nebo mu bránit.

[18] [19] [20]

2.5 Statická a dynamická rovnováha

Každý pohyb je vztahován vůči určitému postoji (postuře). Definujeme posturu jako zaujetí polohy těla a jeho segmentů v klidu. Z fyzikálního pohledu jde o klidový stav, nicméně jde o dynamický proces kladoucí nároky na řídicí mechanismy. Posturu tedy můžeme chápat jako dynamický proces udržování polohy těla a jeho částí ve stále se měnícím prostředí.

Neměnnost polohy těla a jeho segmentů vzhledem k dané vztažné soustavě je podmíněno úrovní statické rovnováhy. Tělo je v rovnovážné poloze, splňuje-li dvě následující podmínky:

1. Výslednice všech sil, které na těleso působí je nulová. Tento jev můžeme matematicky vyjádřit:

$$F = F_1 + F_2 + F_3 + \dots + F_N = 0 \quad (1)$$

2. Výsledný moment sil působících na těleso je nulový:

$$M = M_1 + M_2 + M_3 + \dots + M_N \quad (2)$$

Moment uplatňujeme, jedná-li se o otáčivý pohyb těla nebo jeho segmentů kolem osy otáčení. Moment síly vyjadřuje otáčivý účinek působící síly.

Pro rovnovážnou polohu je důležité, kde se nachází těžiště. Obecně můžeme říci, že rovnovážná poloha je tím stabilnější, čím je těžiště těla umístěno níž. Těžiště je dále ovlivněno velikostí opěrné plochy. Jako příklad si představme rozdíl v obtížnosti držení rovnováhy při stojí na špičkách a na celých chodidlech. [19]

Nachází-li se tělo v pohybu nejedná se už o statickou rovnováhu, nýbrž dynamickou. Tělo v pohybu si můžeme přestavit jako sérii pohybových mikrofází, které na sebe navazují. Pro dynamickou rovnováhu platí d' Alembertův princip, který říká, že při pohybu mechanické soustavy jsou setrvačné síly v rovnováze s explicitními silami. Dále se na rozdíl od statické rovnováhy se u dynamické rovnováhy započítávají ještě setrvačné (doplňkové) síly, které vznikají při zrychleném nebo zpomaleném pohybu a působí proti této změně pohybového stavu. Stejný princip platí i pro momenty setrvačných sil. [19]

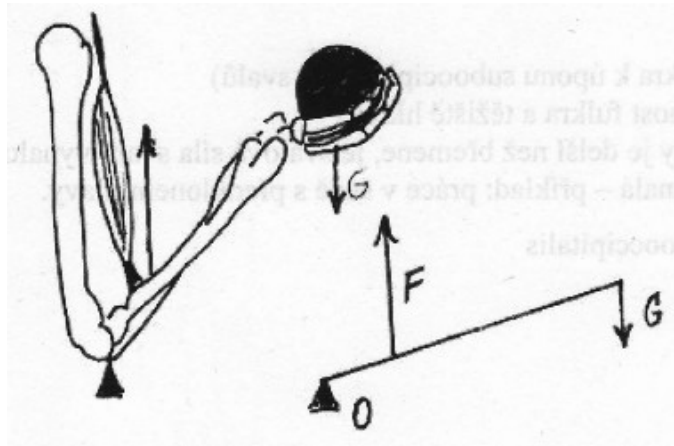
2.6 Páky

Soustava kloubů a svalů pracuje na principu pákového mechanismu. Osa otáčení prochází kloubem a kosti představují ramena, na které působí svalové síly.

Rozeznáváme tři druhy páky:

1. **Páka prvního stupně** (rovnováhy, dvojzvrtná) – její osa otáčení se nachází mezi vektorem svalové síly a vektorem tíhové síly. Příkladem může být spojení lebky s páteří. Atlantooccipitální kloub je opěrným bodem. Ramenem síly (extenzorů hlavy) je vzdálenost opěrného bodu k vektoru této svalové síly, ramenem břemena je vzdálenost mezi opěrným bodem a vektorem tíhové síly hlavy. [18][19]
2. **Páka druhého stupně** (síly, jednozvrtná) – vektor břemena se nachází mezi opěrným bodem a vektorem působící svalové síly. Rameno břemena je menší než rameno síly. Příkladem může být nepodepřená noha v plantární flexi (stoj na špičce). Opěrný bod se nachází v ose metatarzofalangových kloubů. Síla m. triceps surae působí na delší rameno páky, tzn. že sval se bude muset více zkrátit, ale bude postačovat menší síla kontrakce. [18][19]
3. **Páka třetího stupně** (rychlosti a síly, jednozvrtná) – zastupuje většinu pákových systémů těla, protože řada svalů se upíná v těsné blízkosti kloubu, což znamená, že při malém zkrácení svalu je do saženo značné rychlosti pohybu. Páky vyžadují vynaložení větší síly než velikosti břemene. Příkladem může být flexe předloktí, kdy osa otáčení prochází loketním kloubem. Břemenem je tíha předloktí a ruky a proti němu působí síla dvojhlavého svalu

pažního. Nutným předpokladem pro izometrickou kontrakci je větší svalová síla než-li tíhová síla břemene. [18][19]



Obrázek 3. Pákový systém ruky při držení zátěže
[18]

O...opěrný bod

F...síla dvojhlavého svalu pažního

G...tíhová síla břemene

3 Svaly

3.1 Základní druhy svalových tkání

Svalová soustava je aktivním pohybovým aparátem zajišťující určitou polohu těla a vnitřních orgánů. Svalová činnost je hlavním zdrojem tepla v organismu.

Svalová tkáň se vyznačuje schopností kontrakce, která je podmíněna přítomností kontraktilních proteinů. Dle stavby se svaly dělí na svalovinu hladkou, příčně pruhovanou a srdeční. [7]

Hladká (orgánová) svalová tkáň

Základní stavební a funkční jednotkou hladkého svalstva je protáhlá vřetenovitá svalová buňka (myocyt). Buňky jsou k sobě velmi těsně přiloženy, proto se vrstvami hladkých buněk velmi dobře šíří podráždění. Je inervována autonomním nervstvem a její kontrakce je pomalá, rytmická a může trvat dlouho. [8]

Srdeční svalová tkáň

Tato tkáň je základní složkou srdeční stěny, myokardu. Jde o typ příčně pruhovaného svalu. Základní stavební jednotkou je buňka protáhlého tvaru – kardiomyocyt. Inervace je pomocí autonomního nervstva.

Kosterní svalová tkáň (příčně pruhovaná)

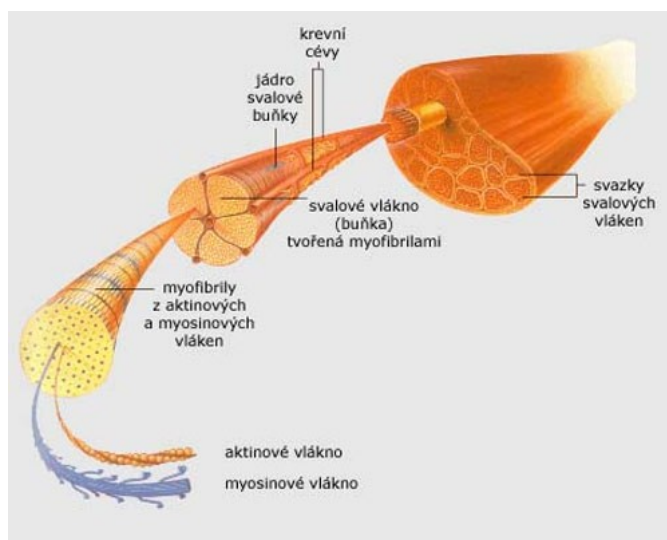
Je základním typem tkáně kosterních svalů. Je tvořena mnohojadernými svalovými vlákny, která obsahují příčně pruhované myofibrily. Svalová vlákna jsou ohraničena na povrchu buněčnou membránou sarkolemou. Kosterní svaly tvoří hybnou, motorickou složku pohybového systému. Zhruba 450 svalů může reprezentovat až 45% hmotnosti lidského těla a metabolismus svalů představuje téměř 45% látkové výměny celého organismu. Svaly jsou inervovány mozgovými a míšními nervy. Pro koordinovanou a řízenou svalovou kontrakci musí dojít k nervovému impulzu. Funkční a biomechanickou jednotkou svalu je motorická jednotka svalových vláken inervovaných jedním motoneuronem. [9]



Obrázek 4. Kosterní, srdeční a hladké svalstvo (zleva) [o1]

3.1 Stavba svalu kosterního

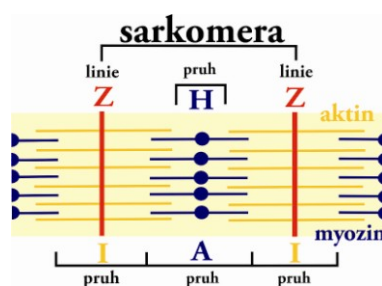
Základní svalovou jednotkou je svalové vlákno. Počet takovýchto vláken záleží na velikosti svalu samotného. Jedná se v rozmezí 10000 – 1 000 000. Svalová vlákna dosahují délky několika cm až několika dm a průměru 10 - 100 μm . Svalové vlákno se spojuje do snopečků, snopečky pak ve snopce a ty ve sval (musculus). Snopečky a snopce jsou obaleny vazivem nazývaným endomysium a celý sval nebo i celé skupiny svalů pak vazivovým obalem – fascií (epimysium). [16]



Obrázek 5. Stavba kosterního svalu [16]

Základní kontraktilní jednotkou svalového buňky je myofibrila. Příčně pruhovaný vzhled svalů způsobují právě myofibrily, které mají tmavé a světlé pruhy a linie, které jsou vidět

pouze po zvětšení uspořádáním bílkovinných vláken (filament) **aktinu** a **myosinu**. Aktinová vlákna se nachází ve střední části v Z-línii, která rozděluje myofibrily na **sarkomery** (2,2 – 2,8 μm) – základní jednotky. Sarkomera tedy leží mezi dvěma Z-liniemi. V blízkosti Z-linie tvoří sarkomeru jen aktinová filamenta a tato část se nazývá I-proužek (izotropní). Směrem ke středu sarkomery se nachází A-proužek (anizotropní), kde se překrývají aktinová a myosinová vlákna. Střední světlá část sarkomery obsahuje pouze myosinová vlákna a označuje se jako H-proužek (linie H). Při stažení sarkomery se aktinová a myosinová vlákna do sebe zasouvají a tento jev se nazývá **svalová kontrakce**. [16]

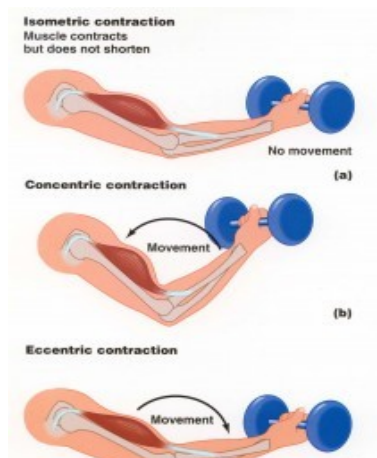


Obrázek 6. Stavba sarkomery [o10]

3.2 Druhy svalových kontrakcí

Rozlišujeme dva základní druhy svalových kontrakcí:

- **Izometrická** – je druhem svalové činnosti, při které nedochází k pohybu a vzdálenost začátků od úponu svalu se nemění. Nemění se tedy délka svalu, ale jeho napětí.
- **Dynamická (izotonická)** – mění se vzdálenost začátků a úponů svalů, ale jeho napětí se během této kontrakce nemění. Podle změny této vzdálenosti je dělíme na:
 - **Koncentrická** – při činnosti dochází ke zkrácení svalu
 - **Excentrická** – při činnosti dochází k prodloužení (natažení) svalu [17]



Obrázek 7. Jednotlivé druhy svalových kontrakcí [o9]

3.3 Svalová síla

Můžeme ji popsat jako sílu, kterou vyvíjí sval kontrakcí.

Svalová síla je poněkud komplexní a závisí na několika faktorech:

- **Počtu svalových vláken**
- **Druhu svalových vláken**
- **Stupni natažení svalu**
- **Úhlu, který svírá šlacha svalu s kostí**
- **Poměru délky ramene síly a břemena**
- **Znehybnění jednoho z úponových míst**

Svalové vlákno pracuje plně nebo nepracuje vůbec, tzn. že se buď zkrátí maximální silou nebo se vůbec nezkrátí. Gradace této síly je uskutečňována zapojením různého počtu svalových vláken – motorických jednotek. [18]

Typy svalových vláken jsou určeny jejich inervací a rozlišujeme je na tři druhy:

- **Vlákna fázická – bílá** – jsou určena k realizaci rychlého pohybu, mají rychlý záškrub, vydatný stah, jsou brzy unavitelná, specializována na jemné, obratné a přesné pohyby. Příkladem mohou být okohybné svaly.
- **Vlákna tonická – červená** – tyto vlákna obsahují více červeného barviva myoglobinu i vaziva. Jsou určena k zajištění pomalých pohybů. Mají pomalý

záškub, méně vydatný stah, jsou unavitelná po delší době, reagují pomaleji, jsou
uzpůsobena pro dlouhodobé, pomalé posturální kontrakce. Příkladem mohou být
zádové svaly.

- **Vlákna přechodná** – podobají se jak červeným, tak i bílým vláknům, ale reagují
pomaleji. [18]

4 Metody vyšetření pohybu

4.1 Vyšetření pohybu člověka

Kinogram

Kinogramem je série po sobě jdoucích snímků sportovce či objektu, exponovaných krátce za sebou. Pomocí této metody můžeme zachycovat jednotlivé mikrofáze pohybu, které za normálních podmínek nejsou okem postřehnutelné. Ve sportu se používá pro postupný rozklad sportovních pohybů, což nám umožňuje následně jejich rozbor. Pro kinogram je nutno použít fotoaparát s možností rychlého snímkování anebo digitální kameru. Kinogram můžeme vytvořit i z 2D nebo 3D analýzy. [11]



Obrázek 8. Kinogram tenisového úderu [o6]

2D analýza

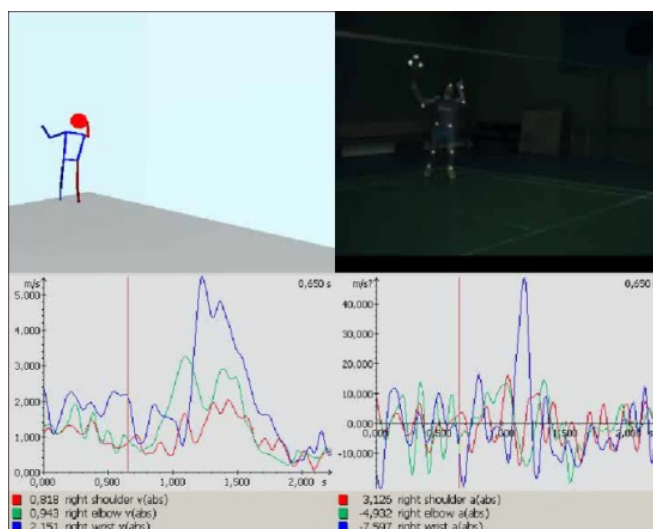
Slouží pro účely vyhodnocení a vylepšení technického provedení pohybu. Rozbor této analýzy poukazuje na klíčové faktory ovlivňující konečný výkon. Pohyb z fyzikálního hlediska jak už bylo uvedeno výše je chápán jako změna souřadnic v určitém časovém rozpětí.

Jedná se o dvojdimenzionální analýzu pohybu. Sportovec (trojrozměrný objekt) je zobrazen ve dvou dimenzích. Pohyb při této analýze je natáčen pouze jedinou kamerou. Je nutné použití minimálně jedné kamery a kalibračního systému. [11]

3D analýza

Pohyb u této metody je analyzován trojdimenziálně. Sportovec (3D objekt) je zobrazen ve třech dimenzích. Při této metodě je nutné použít minimálně dvě vysokofrekvenční kamery, kde jejich optické osy by měly být postaveny v úhlech mezi 60 a 120 stupni a měly by být

schopny současného snímání záběrů. Dále je nutný kalibrační systém, který je vytvořen prostorovým 3D objektem (krychle, kvádr). Pozice rohů toho 3D objektu musí být dána. Můžeme sledovat těžiště, jednotlivé body, spojnice bodů. Spojnice bodů například zvýraznit a sledovat jak se mění během pohybu. Při hodnocení se využívá zobrazení modelových dat v libovolné ose x, y, z trojrozměrného prostoru a také sledováním jednotlivých charakteristik – vzdálenosti, zrychlení, rychlosti, úhly se sledováním vlastního provedení sportovního výkonu. [11]



Obrázek 9. 3D analýza pohybu při badmintonu [11]

Elektromyografie (EMG)

V dnešní době se nejčastěji pro sportovní kineziologii používá neinvazivní metody sledování elektrické aktivity svalů během výkonu. Pro záznam EMG signálu slouží povrchová elektromyografie, z anglického surface electromyography (SEMG). Pomocí této metody jsme schopni u vybraných (povrchových) svalů zaznamenávat změnu elektrického potenciálu, ke které dochází při svalové kontrakci během sportovního výkonu. [11]

Goniometrie (elektrogoniometrie)

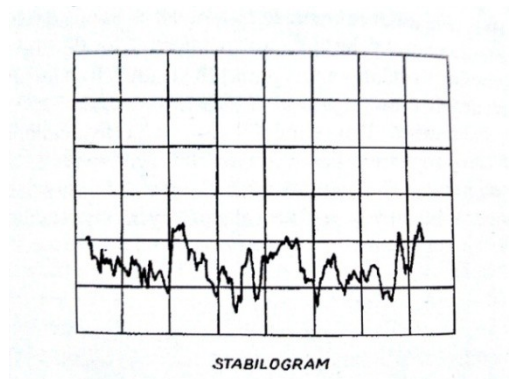
Slouží k měření rotací v daných kloubech. Určuje se změna vzájemné polohy segmentů v rovině nebo v prostoru. [11]

Akcelerometrie

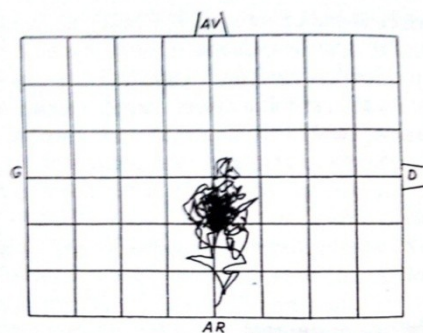
Umožňuje měření zrychlení segmentů pomocí akcelerometrů. [11]

Stabilita polohy těla

Tato metoda se využívá pro měření nejméně stabilní polohy – ve stoje. Zařízení, které využíváme pro toto měření se nazývá statokinezimetr. Jedná se o pevnou desku, na níž jsou umístěny tenzometrická (tlaková) čidla. Člověk stojící na této desce se snaží co nejlépe udržet polohu těla ve stejném místě, pokud se změní jeho rovnováha, přístroj tuto změnu zaznamená. Přístrojem můžeme vyhodnocovat buď výchylky těžiště člověka v jednotlivých směrech. Toto vyhodnocení se pak nazývá statokinezigram nebo můžeme sledovat velikost absolutní výchylky v čase – stabilogram. [12]



Obrázek 10. Stabilogram [12]



Obrázek 11. Statokinezigram [12]

4.2 Vyšetření pohybu zbraně

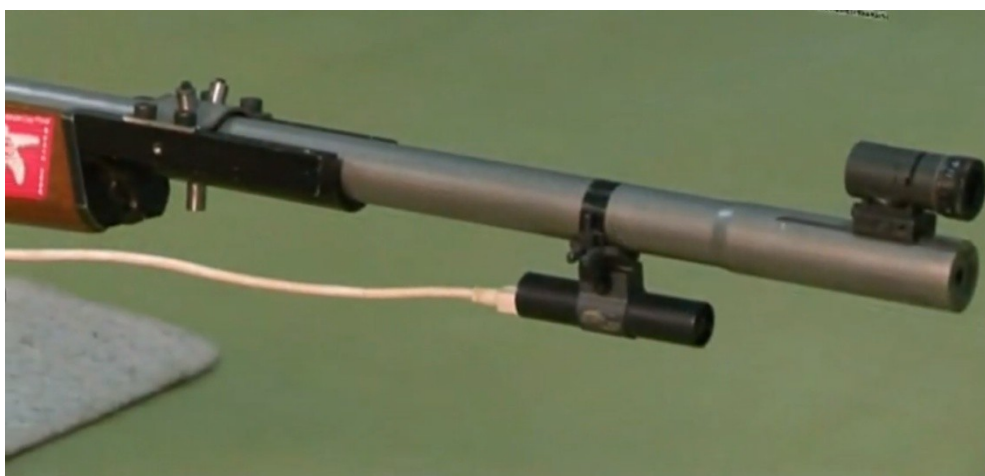
V dnešní době jsou známými dostupnými metodami pro měření a analýzu pohybu ve sportovní střelbě pomocí systému měření pohybu zbraně vůči pevnému bodu (terči). Nejznámějším a nejpoužívanějším systémem je zařízení SCATT.

Toto zařízení pracuje na tom principu, že na terči je umístěn bodový zdroj světla (LED), který je snímán miniaturní kamerou umístěnou na zbrani. Pohyb zbraně, který střelec v průběhu jednotlivých fází střelby produkuje je následně zpracován a vyhodnocován počítačem a výsledek můžeme procházet v grafické podobě. Software pro tento program umožňuje mnohé funkce pomáhající střelci v nácviku střelby. Mezi ně patří odchylka, velikost pohybu, průměrný čas na pokus, celkový čas, diametrální rozptyl, atd.

Jednotlivé fáze střelby jsou v programu odlišeny barvami, pro přehlednost a jednodušší analýzu střelby. [12] [softwarový program Scatt]



Obrázek 12. Okno programu Scatt [softwarový program Scatt] [12]



Obrázek 13. Umístění Scatt senzoru na zbrani [o7]

Dalšími programy pro analýzu střelby jsou například finský Noptel nebo německá Rika. Tyto programy, zvláště Noptel se využívají nejen ve sportovních disciplínách, ale také v armádním a policejním odvětví. Majoritní část cca 70% výroby Noptelu je určena speciálně pro armádní účely. [13]

5 Elektromyografie

5.1 Historie

Vztahy mezi elektřinou a svalovou aktivitou popsal v 70. letech 18. století boloňský lékař Luigi Galvani, který pozoroval, že svalovina žabích stehýnek reaguje stahem na elektrickou jiskru i na kontakt bimetalického článku. Jeho jméno nese i přístroj na měření napětí a proudu – galvanometr. Galvanometru využil v roce 1838 Carlo Matteucci, který první exaktně zaznamenal elektrickou aktivitu svalu na žabím preparátu.

Roku 1851 kdy Du-Bois-Reymond použil jako registrační elektrody baňky s elektrolytem a registroval elektrickou odpověď ze svalu při volní kontrakci.

V roce 1912 Piper registroval volní svalovou aktivitu jako opakované akční potenciály mezi 30-60 Hz podle vynaložené síly, což se dodnes označuje jako „Piper-rytmus“. K elektromyografickému záznamu využil plošné kovové elektrody.

1922 Erlanger a Gasser jako první použili katodovou trubici k registraci biopotenciálu a Adrian v roce 1929 zavedl akustické monitorování EMG a koncentrickou elektrodu. Postupem času pak byly objeveny nejružnější EMG fenomény (fibrilace, fascikulace, atd.), takže nic nebránilo v tom, aby se mohl v roce 1961 uskutečnit první mezinárodní elektromyografický kongres v Itálii. [2] [3]

5.2 Elektrody pro EMG

Jsou to snímače, které slouží ke spojení organismu a vstupu měřicího přístroje.

Nejdůležitějším dělením elektrod pro elektromyografii je podle jejich konstrukčního typu:

- **Povrchové elektrody** – tyto elektrody mají své využití především při měření rychlosti nervem, kineziologických studiích a reflexologických studiích. Pro fixaci na kůži používají leukoplast. Samotné elektrody jsou kovové a mají diskový tvar. Nejsou však vhodné pro vyšetření akčních potenciálů jednotlivých motorických jednotek, protože zachycují elektrický potenciál z větší plochy a tím i více motorických jednotek. Vstupní odpor by měl být co nejmenší. [4]



Obrázek 14. Povrchové elektrody [o4]

- **Jehlové elektrody** – používají se při studiích vedení nervy, tak i při nativní elektromyografii. Tyto elektrody se před každým použitím sterilizují nebo se používají jednorázové. Vyrábí se několik typů těchto elektrod – koncentrické, bipolární, unipolární. [4]

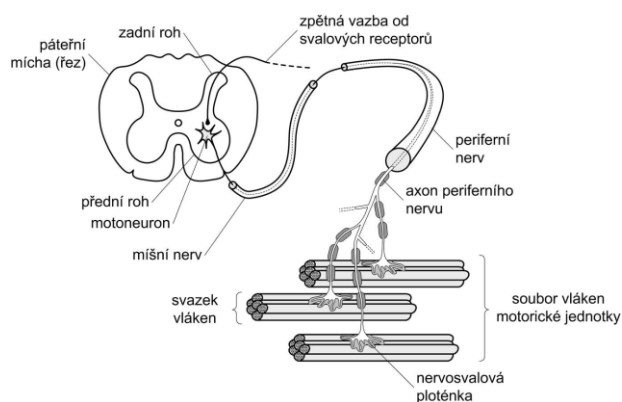


Obrázek 15. Jednorázová koncentrická jehlová elektroda [o5]

Dalším dělením je podle jejich účelu použití:

- **Registrační elektrody** – tyto elektrody mohou být povrchové i jehlové. Aktivní elektroda je umístěna nad bříškem zkoumaného svalu. Referenční elektroda je umístěna nad šlachou. Měřený signál je pak roven rozdílu mezi aktivní a referenční elektrodou.
- **Stimulační elektrody** – tyto elektrody jsou navrženy pro tvorbu elektrických stimulací.
- **Zemnící elektrody** – jsou to povrchové elektrody, obvykle ve formě upevnitelné páskové elektrody. [4]

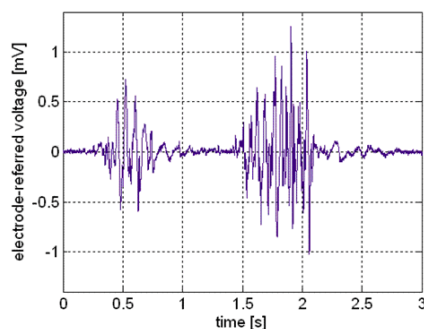
5.3 Vznik EMG signálu



Obrázek 16. Motorická jednotka [5]

Motorická jednotka je základní funkční jednotkou svalového aparátu, která se skládá z motoneuronu a množství svalových vláken, které tento motoneuron inervují. Velikost svalových celků se liší podle velikosti svalových vláken ve svalu a jednotlivý sval tak může obsahovat pouze 10, ale i 2000 svalových vláken. Jeden sval je řízen až tisícem motoneuronů. Těla (somatické části) těchto neuronů jsou umístěny v předním rohu páteřní míchy. Předním kořenem míchy vybíhá axon a přechází v míšňní nerv, který přechází v periferní nerv. Axony motoneuronů se rozvětvují a zakončují se v nervosvalovou ploténku, která ovládá svazek vláken. Na podráždění reaguje svalové vlákno podle pravidla „všechno nebo nic“. Pokud je svalové vlákno podrážděno aspoň minimální prahovou hodnotou, odpoví kontrakcí. Jednomu podráždění odpovídá jedna kontrakce. Refrakterní fáze u kosterního svalu je velmi krátká cca 1 - 5 ms oproti svalové kontrakci, která dosahuje 10 - 100 ms. Vlivem elektrických potenciálů v různých částech membrány svalového vlákna vzniká v jejím okolí elektrické pole. Měřením tohoto pole dostáváme elektromyografický signál.

[1] [5]



Obrázek 17. Příklad elektromyografického signálu [o8]

5.4 Artefakty

Elektrodový šum – vzniká na kontaktu elektrody a gelu nebo kůže a gelu. Z tohoto důvodu se elektrody vyrábějí z inertních kovů, které se jen nepatrně polarizují. Velikost šumu se zvětšuje se zmenšujícím se povrchem elektrody. K odstranění tohoto vlivu je vhodné doplnit elektrodový gel, odmastit kůži a odstranit zrohovatělou povrchovou vrstvu epidermis.

Zesilovačový šum – vzniká z různých složek zesilovače. Například mikrofónový z mechanických vibrací, z osciloskopu, atd. Tento šum je vysokofrekvenční. Je možné jej omezit snížením hodnoty horního filtru.

Porucha jehly – projevuje se setřením izolační vrstvy, zkratem na hrotu jehly, zanesením hrotu krví. Pro odstranění je třeba zkontrolovat hrot jehly, proměřit její impedanci, případně jehlu vyměnit.

Porucha uzemnění – tato porucha může nastat při vadné či suché zemnicí elektrodě či při jejím nevhodném umístění. Dochází k elektromagnetické interferenci se střídavým síťovým proudem, objevují se pravidelné vlny o frekvenci 50 Hz. Zdrojem mohou být elektrické spotřebiče v okolí nebo kontakt s vyšetřující osobou s elektrodou.

Pohybové artefakty – jsou dané skluzem elektrody po povrchu kůže – vznik na rozhraní gel – kov nebo gel – kůže. Dochází ke změně impedance mezi elektrodou a kůží. K odstranění je vhodné končetinu nebo její část fixovat a pevně uchytit elektrody.

Pocení – mění impedanci na rozhraní kůže – gel. Odstranit lze jen odmaštěním a otřením těsně před vyšetřením či opakováním odmaštění v průběhu vyšetření.

Radiová interference – jedná se o přechodový jev. Souvisí obvykle se špatným uzemněním.

Pacemaker – kardiostimulátor – pravidelná frekvence i tvar je synchronní s pulsem. Tento jev nelze odstranit, mění tvar při změně polohy snímacích elektrod a je relativní kontraindikací stimulačních technik. [6]

Aktivita okolních svalů (cross talk) – pohyb člověka není realizován výhradně jedním svalem nebo svalovou skupinou, a tak může být měřený signál ovlivněn elektrickou aktivitou svalů v okolí např. aktivitou respiračních svalů, které se kontrahují kontinuálně. Nežádoucí aktivitu můžeme minimalizovat při správném umístění elektrod.

Umístění elektrod – poloha představuje klíčový faktor pro výsledný EMG signál. Správnou metodou měření je umístění elektrod na povrch středu svalového břiška. V této oblasti má EMG signál nejvyšší amplitudu, protože uprostřed svalu mají vlákna větší poloměr a amplituda akčního potenciálu roste s poloměrem svalového vlákna. Snímací elektrody nesmí být umístěny v blízkosti úponu šlachy, inervační zóny (motorického bodu) nebo na okraji svalu.

Zkřížení kabelů či jejich kontakt se snímacími elektrodami či předzesilovače, hodnoty pH krve, rychlost odstraňování metabolitů během kontrakce a další vlivy mohou ovlivňovat měřený signál. [3]

6 Sportovní střelba

6.1 Historie

První palné zbraně, které využívají chemické reakce střelného prachu se objevily v polovině 14. století. Údajně byly použity v bitvě u Kresčaku, kde padl Jan Lucemburský (1346). Prvními palnými zbraněmi byly primitivní děla, ale počátkem 15. Století se v armádách začaly zavádět ruční palné zbraně. Tento nový druh zbraní byl hlavním důvodem zániku rytířské jízdy v bitvách.

V roce 1828 byl ve Švýcarsku založen první celonárodní střelecký svaz

Mezinárodní federace sportovní střelby byla založena 17.července 1907 v Curychu za účasti osmi střeleckých federací a vystupovala pod francouzskou zkratkou UIT. Zakládajícími federacemi byly Argentina, Belgie, Francie, Itálie, Rakousko, Řecko a Švýcarsko. Tato organizace především sjednocovala pravidla a umožňovala pořádání významných mezinárodních závodů (mistrovství světa).

K rozmachu střelectví může nasvědčovat fakt, že v roce 1958 bylo členy UIT 66 federací, v roce 1977 již 129 federací z 98 států a dnes je členem ISSF více než 150 federací.

Větší počet federací než států je dáno tím, že v některých zemích je více federací.

Francouzský název UIT byl na zasedání 15.července 1998 v Barceloně nahrazen anglickým, který se používá do dnešní doby a zní International Shooting Sport Federation, ve zkratce ISSF. V rámci dnešního ISSF pracují odborné komise (rozhodčích, pušková, pistolová, pro běžící terč, broková, statutární a volební, lékařská). [12]

6.2 Přehled puškových střeleckých disciplín

Pro olympijský informační systém sjednotila ISSF názvy jednotlivých disciplín. V pravé části jsou názvy používané v mezinárodních závodech, v levé v České republice.

Používaný název	Kategorie	Název ISSF
Libovolná malorážka 60 ran vleže	muži junioři	50 m Rifle Prone Men 50 m Rifle Prone Junior Men
Sportovní malorážka 60 ran vleže	ženy juniorčky	50 m Rifle Prone Women 50 m Rifle Prone Junior Women
Libovolná malorážka 3 x 40	muži junioři	50 m Rifle 3 Positions Men 50 m Rifle 3 Positions Junior Men
Sportovní malorážka 3 x 20	ženy juniorčky	50 m Rifle 3 Positions Women 50 m Rifle 3 Positions Junior Women

Velkorážová terčovnice 60 ran	muži ženy	300 m Rifle Prone Men 300 m Rifle Prone Women
Velkorážová terčovnice 3 x 40	muži	300 m Rifle 3 Positions Men
Velkorážová terčovnice 3 x 20	ženy	300 m Rifle 3 Positions Women
Standardní puška 3 x 20	muži	300 m Standard Rifle Men
Vzduchová puška 60 ran	Muži junioři	10 m Air Rifle Men 10 m Air Rifle Junior Men
Vzduchová puška 40 ran	Ženy juniorčky	10 m Air Rifle Women 10 m Air Rifle Junior Women

Tabulka 1. Puškové disciplíny [12]

6.3 Střelba ze vzduchové pušky na 10 metrů

Základní pravidla

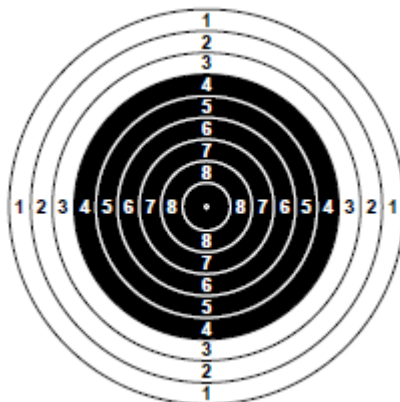
Tato disciplína patří mezi disciplíny ISSF. Oficiální název je „vzduchová puška 60 ran“ pro muže a „vzduchová puška 40 ran“ pro ženy. Z názvu je tedy zřejmé kolik pokusů vykonají závodníci na soutěži při kvalifikaci. Každý zásah do terče v kvalifikaci je hodnocen celými body od 1 do 10. Časový limit pro vykonání všech pokusů je 75 minut pro ženy a 105 minut pro muže. Po vykonání kvalifikace postupuje osm nejlepších střelců do finále. Ve finále střílí jak muži, tak ženy po deseti pokusech. Časový limit na každý pokus je stanoven na 75 sekund. Oproti kvalifikaci dochází ke změně a bodový nástřel každého pokusu je rozlišován na desetiny bodu, tedy od 1.0 do 10.9. Celkové skóre je součtem kvalifikace a finále. [21] [22]

Vybavení

Pro samotnou střelbu je používána puška ráže 4,5 mm (0,177 palce) s maximální hmotností 5,5 kg. Dále pro zajištění co nejvyšší stability a pro prevenci poškození především zádové oblasti těla střelce je dovoleno použití speciálního oblečení včetně bot.

Terč pro toto odvětví střelby je umístěn ve vzdálenosti desíti metrů a ve výšce 1,4 metru nad zemí. Samostatné rozměry terče jsou 45,5 mm v průměru, z toho 30,5 mm má rozměr vnitřní černý kruh. Devítkový kruh má 5,5 mm v průměru a nejvyšší desítka 0,5 mm.

[21][22]



Obrázek 18. Terč pro střelbu na 10 metrů ve velikost 1:1 [o11]

Střelivem pro vzduchové zbraně jsou náboje typu diablo. Tyto projektily jsou specifické svým tvarem. Tento tvar je vytvořen tak, aby při zásahu papírového terče co nejlépe pronikl bez výrazného poškození okolí zásahu. [21] [22]



Obrázek 19. Projektil typu diablo [22]

7 Měření

Veškeré měření probíhaly v areálu kolejí Vítkovice, kde se nachází také malá střelnice pro puškové a pistolové vzduchovky pro zhruba 10 střelců.

Pro měření bylo použito zařízení Scatt (viz. kapitola 4.2) a zařízení SOMNOScreen plus.

7.1 SOMNOScreen plus

Firma vyrábějící toto zařízení sídlí v německém Randersackeru. Zabývá se především diagnostikou a terapií v oblasti spánku.

Samotné zařízení je multifunkční a má tedy široké možnosti použití. Mezi jeho funkce patří například měření pulsní oximetrie, akcelerace, srdečních ozvěn, EKG, EMG, EEG, EOG, atd.

Pro samotné měření bylo použito 2 kanálů (PLMr a PLMI) pro měření svalové aktivity na jednotlivých svazech a kanálu SOUND, kterým byly zaznamenávány jednotlivé výstřely při měření a napomohl zpětně spolu se zařízením Scatt přesně určit okamžiky výstřelů. Samotný mikrofón byl umístěn na zbrani.

Měření probíhalo v offline režimu, tzn. že naměřená data nebyla v reálném čase zobrazována na zobrazovacím zařízení, ale ukládána kartu. Zařízení bylo nutno nastavit před zahájením měření (viz. příloha Instukce pro DOMINO).

Vzorkovací frekvenci pro měření svalové aktivity jsem zvolil nejvyšší. Ze signálu byly také vyfiltrovány frekvence do 10Hz, které se projevují jako pohybové artefakty a byly dodržovány zásady pro minimální ovlivnění měření (viz. kapitola Artefakty).



Obrázek 20. Umístění mikrofону na pušce

7.2 Návrh metodiky

Jako oblast během míření jsem zvolil časový interval 3 sekund před výstřelem až po výstřel v čase 0. Tento interval jsem zvolil jako kompromis mezi tím, že v posledních okamžicích před výstřelem dochází k největší koncentraci a tím, aby oblast během míření nebyla příliš krátká.

Oblast během zpětného rázu jsem zvolil v čase 0 sekund, což symbolizuje výstřel až do oblasti 0,2s, kdy zaniká. Tuto oblast jsem rovněž zvolil po úvaze a také analýzou mnoha výstřelů. Pozoroval jsem opakovaný trend, který naznačoval a je známý v balistice a to, že po výstřelu dochází u střelných zbraní k vychýlení hlavně směrem nahoru. Velikost tohoto vychýlení záleží na mnoha faktorech, např. na ráži zbraně, hmotnosti náboje, typu zbraně, atd.

U vzduchové pušky toto vychýlení bylo minimálního rozsahu. Malé vychýlení je pravděpodobně nejvíce dáno použitím tlakové bomby s plynem umístěné na pušce pro vystřelení diabolky, odpadá tedy ráz natáhnuté pružiny, která se výstřelem uvolní. Obecně se výrobci snaží zpětný ráz eliminovat, ať už použitím zmíněné bomby nebo dalšími způsoby. V následujícím obrázku můžeme vidět červeně zaznačenou dráhu pohybu pušky po výstřelu.

V levém horním rohu uprostřed můžeme vidět čas v tomto případě 0,21s, který značí čas od výstřelu po konec červené čáry. Od výstřelu tedy pozorujeme zmíněné vychýlení hlavně směrem nahoru, na toto vychýlení (zpětný ráz) střelec reaguje zhruba po zmíněných 0,2s změnou pohybu.



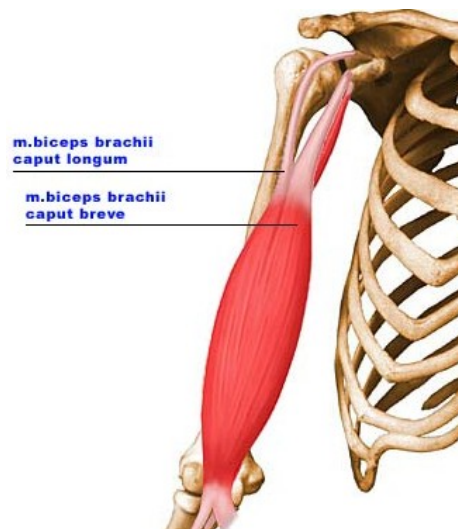
Obrázek 21. Pohyb pušky po výstřelu

7.3 Svaly vybrané pro měření

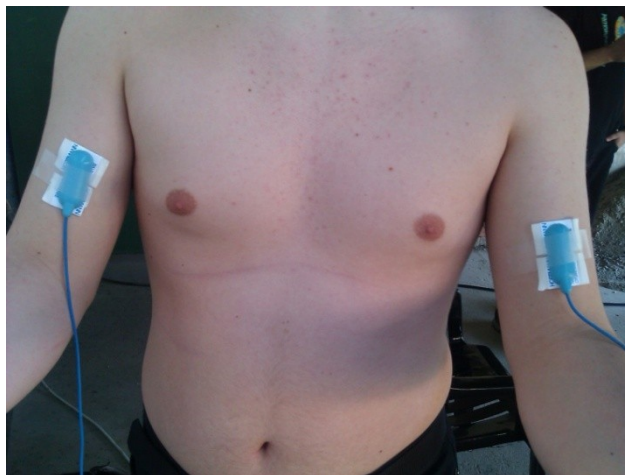
Pro měření byly vybrány níže uvedené svaly z důvodu omezení povrchové elektromyografie (měří povrchovou vrstvu svalu, ne hloubkovou). Dále byly vyloučeny svaly předloktí, kterých je na povrchu mnoho a mají také poměrně malou povrchovou plochu z tohoto důvodu je větší šance crosstalku (přeslechu) z jiného svalu než-li měřeného. U všech vybraných svalů jsem volil umístění do oblasti, kde bylo břicho svalu nejhrubší a tedy i teoreticky nejvíce aktivní.

Dvojhlavý sval pažní (m. biceps brachii)

Patří mezi svaly přední skupiny paže. Jeho funkce je ohýbání ramenního a loketního kloubu. Dvojhlavý je proto, že obsahuje dvě hlavy – krátkou (caput breve) a dlouhou (caput longum). Tyto hlavy se zhruba v polovině své délky spojují ve společné svalové břicho. [10] [23]



Obrázek 22. Dvojhlavý sval pažní [23]

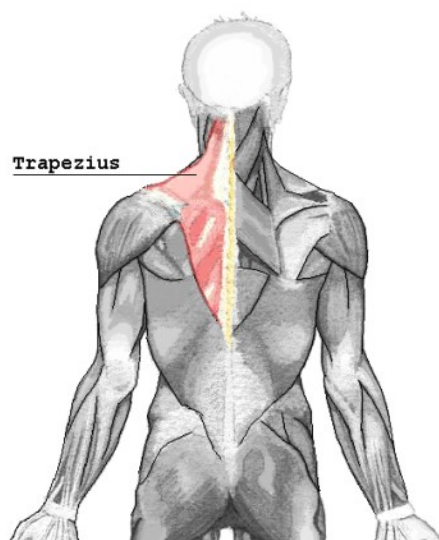


Obrázek 23. Umístění elektrod na bicepsech

Trapézový sval (m. trapezius)

Zaujímá tvar nepravidelného čtyřúhelníku a dělí jej páteř na pravou a levou část. Mezi jeho funkce patří stažení ramen dozadu, zvedání ramen, stabilizuje lopatku.

[24]



Obrázek 24. Trapézový sval [24]



Obrázek 25. Umístění elektrod na trapézových svaích

Široký sval zádoýý (m. latissimus dorsi)

Začíná od kosti křížové, od trnů bederních a dolních hrudních obratlů a kaudálních tří žeber. Upíná se pod tuberculus minus humeri. Provádí addukci a extenzi humeru. Uplatňuje se také jako pomocný sval vdechový a částečně i výdechový. [10]



Obrázek 26. Široké svaly zádové [o12]



Obrázek 27. Umístění elektrod na širokých zádových svalech

7.4 Mapa svalových aktivit

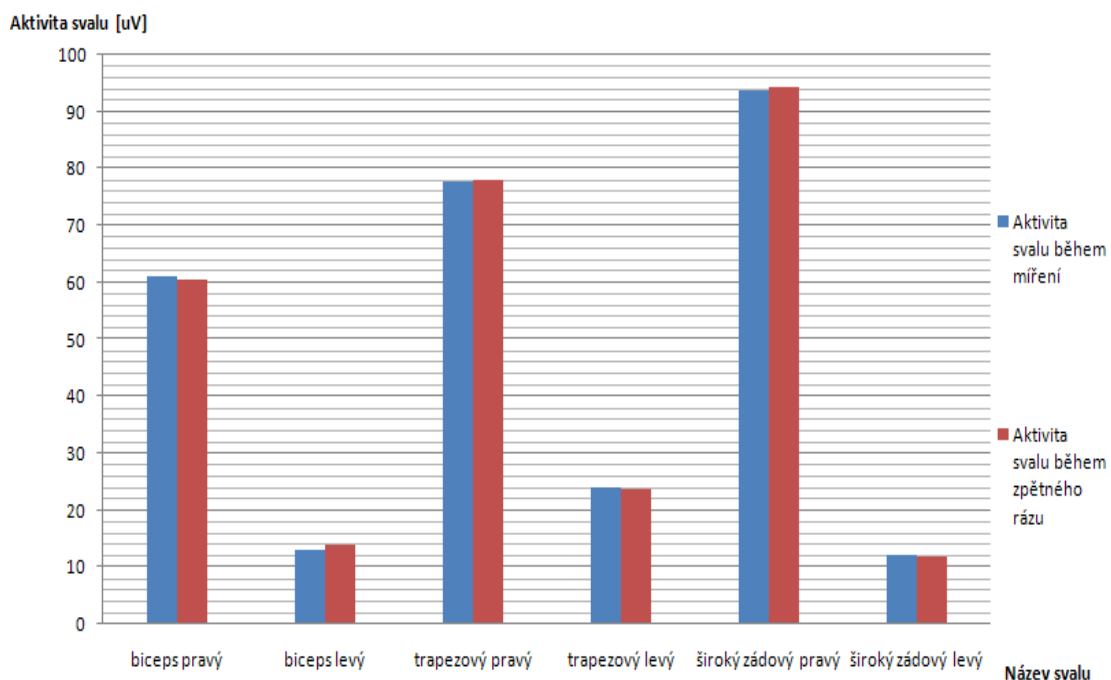
Po vyexportování dat do programu Excel jsem nejprve data jednotlivých výstřelů rektifikoval, tzn. nahradil jsem záporné hodnoty kladnými. Poté spočetl mediany aktivit všech dvaceti výstřelů ve fázi míření a zpětného rázu a z těchto dvaceti výstřelů spočetl průměrnou hodnotu svalové aktivity. Tento postup jsem aplikoval pro výpočet každého svalu. Funkci median jsem volil z důvodu, že tato funkce lépe interpretuje EMG signál než funkce průměr, která může být ovlivněna extrémními hodnotami.

Příklad výpočtu pro biceps:

Nejprve vypočteme median aktivity pro první výstřel z rektifikovaných dat pomocí funkce =MEDIAN(B2:B386), kde obsah závorky je datová řada během míření pro první výstřel, tímto vypočteme aktivitu pro první výstřel během míření. Dále opakujeme pro ostatní výstřely. Průměrnou hodnotu pro všechny výstřely během míření spočteme funkcí PRŮMĚR. Jako datovou řadu zvolíme všechny mediány během míření. V tomto případě =PRŮMĚR(Y2:Y21).

pořadí výstřelu	medián svalové aktivity t=-3s až 0 [uV]	medián svalové aktivity t=0 až 0,2s [uV]
1	112	113
2	15	12
3	77	60,5
4	79	92
5	73	71,5
6	68	71,5
7	62	68
8	69	64,5
9	63	63
10	57	51
11	57	66
12	58	48,5
13	58	51,5
14	54	50
15	53	67,5
16	52	51,5
17	53	65,5
18	51	52
19	53	39
20	59	54
průměr mediánu všech výstřelů	61,15	60,625

Tabulka 2. Svalové aktivity jednotlivých výstřelů pro pravý biceps



Obrázek 28. Svalová aktivita jednotlivých svalů

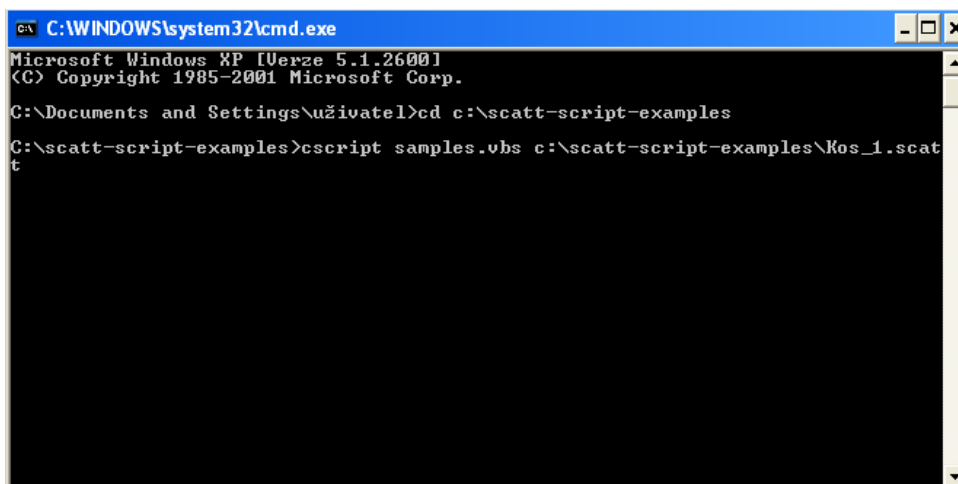
V obrázku můžeme vidět mapu měřených svalových aktivit jednotlivých svalů ve fázi během míření (3 sekundy před výstřelem až po výstřel) a během zpětného rázu (výstřel až 0,2s). Je zřejmé, že během obou fází, jak míření, tak zpětného rázu byla více namáhána pravá část těla, jejíž aktivita byla několikanásobně vyšší. Dále můžeme pozorovat minimální rozdíl aktivity během míření a během zpětného rázu. Tento jev je zřejmě způsoben tím, že střelec reaguje až po zvolené fázi zpětného rázu.

sval	aktivita během míření	aktivita svalu během zpětného rázu
biceps pravý	61,15	60,625
biceps levý	13,2	13,8
trapezový pravý	77,75	77,95
trapezový levý	23,9	23,65
široký zádoový pravý	93,65	94,425
široký zádoový levý	12,05	11,975

Tabulka 3. Svalové aktivity střelce

7.5 Vyhodnocení dat ze zařízení Scatt pomocí Excelu

Pro vyhodnocení jsem použil soubory vytvořené Scattem a jejich data jsem exportoval pomocí skriptu do textového souboru, tento soubor jsem dále upravoval v Excelu. Jelikož data byly uspořádány jako text, bylo nutno je oddělit od sebe a přenést do jednotlivých buněk.



Obrázek 29. Export dat ze Scattu

Exportovaná data obsahovaly časový průběh souřadnic x a y v průběhu střelby se vzorkovací frekvencí 100Hz.

Ze souřadnic jsem spočetl celkovou okamžitou rychlost mezi jednotlivými vzorky, tedy dráhu mezi jednotlivými souřadnicemi v čase.

Příklad výpočtu pro okamžitou rychlost:

$$\text{Obecně:} \quad v = \frac{\sqrt{((x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2)}}{T} \quad (3)$$

kde: x_2 ...souřadnice následující po souřadnici x_1

y_2 ...souřadnice následující po souřadnici y_1

T ...perioda vzorkovací frekvence

Konkrétní příklad výpočtu pro rychlost:

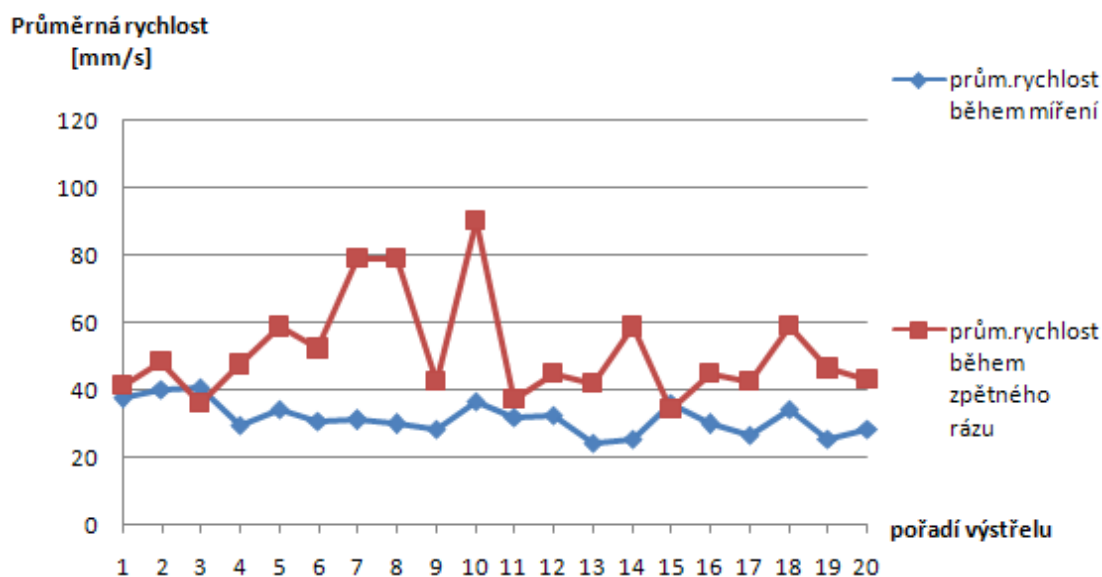
$$=(\text{ODMOCNINA}(((\text{ABS}(\text{B7})-\text{ABS}(\text{B8})))^2)+((\text{ABS}(\text{D8})-\text{ABS}(\text{D7})))^2))/0,01$$

Kde: ODMOCNINA...funkce pro výpočet druhé odmocniny

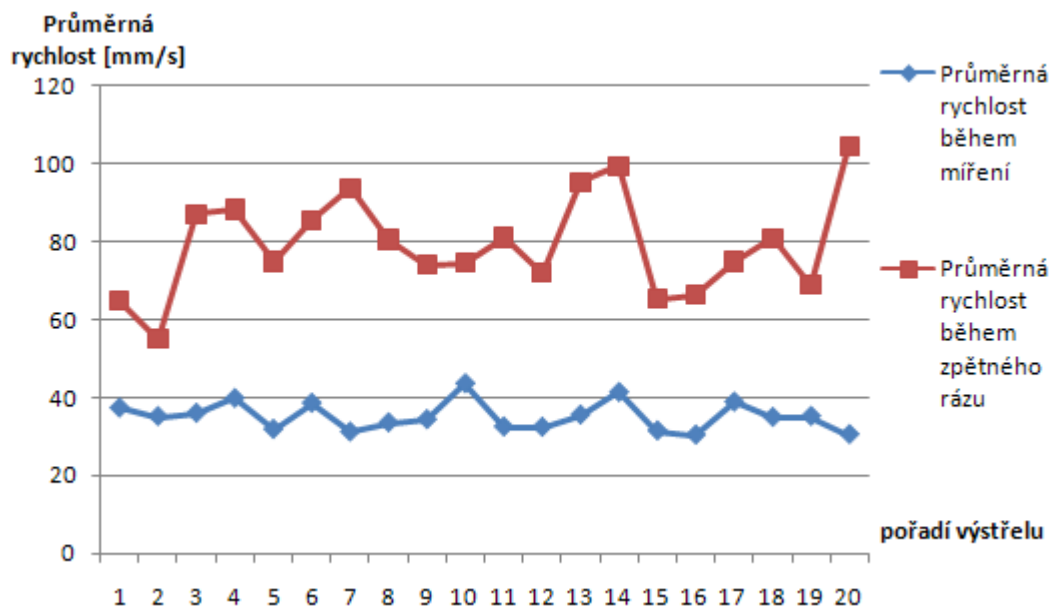
ABS...funkce pro vytvoření absolutní hodnoty

a z ní spočetl průměrnou rychlost v jednotlivých fázích střelby (fáze míření a fáze během zpětného rázu) pro dvacet výstřelů u dvou střelců. Pro výpočet průměrné rychlosti jsem použil funkce PRŮMĚR a množinou dat jsou okamžité rychlosti v jednotlivých fázích.

V jednotlivých grafech můžeme vidět rychlosti během fáze míření a během fáze během zpětného rázu. Ve fázi během míření se snaží střelec pohyb minimalizovat. Během fáze zpětného rázu dochází k prudkému pohybu zbraně a tím i navýšení rychlosti, jak můžeme vidět u obou grafů.



Obrázek 30. Vývoj rychlosti během střelby (Strážnický)



Obrázek 31. Vývoj rychlosti během střelby (Kos)

7.6 Analýza závislostí pomocí Matlabu

Pro další zpracování měřených dat jsem vytvořil pomocí programového prostředí Matlab sadu m-filů. Tyto jednotlivé soubory obsahují kódovací výpočty pro měřená data například okamžitá rychlost, okamžité zrychlení, amplituda vyhlazeného napětí, atd.

Pro toto vyhodnocování byla použita data jak ze zařízení Scatt, tak ze zařízení SomnoScreen. Jelikož u těchto přístrojů byly vzorkovací frekvence různé bylo nutné vytvořit funkci na resamplování na společnou frekvenci. Aby nedocházelo k datovým ztrátám, ke kterým by mohlo docházet, zvolil jsem společnou vzorkovací frekvenci, která odpovídala nejmenšímu společnému násobku daných frekvencí. Mezi jednotlivé vzorky tedy byly vloženy další, které prokládaly lineárně daný signál. Funkce je definována v obecné rovině, aby vzorkovací frekvence byla spočtena z načtených dat a zaokrouhlena na celá čísla.

Pro začátek práce se zvolenými signály, je nutné do příkazového okna zadat jeden ze zvolených sledovaných svalů („biceps_pravy“, „biceps_levy“, „trapez_pravy“, „trapez_levy“, „siroky_pravy“, „siroky_levy“).

Zadáním se spustí funkce pro načtení zvoleného svalu:

```
file1='signal\siroky\scatt_souradnice_26.xlsx'; %načtení souřadnic  
file2='signal\siroky\EMG_siroky_sval_zadovy_levy.xlsx'; %načtení  
EMG svalu  
nacti
```

Příkazem načti funkce dále pokračuje na **nacti.m**:

```
% nacte soubory  
M100 = xlsread(file1);  
M128 = xlsread(file2);  
f1 = round((size(M100,1)-1)/(M100(size(M100,1),1)-M100(1,1)));  
%vypocet vzorkovací frekvence  
f2 = round((size(M128,1)-1)/(M128(size(M128,1),1)-M128(1,1)));  
f = lcm(f1,f2);  
% vybere z nich odpovídající sloupce a udela z nich radkove vektory  
transponováním  
cas = M100(:,1)';  
x = M100(:,2)';  
y = M100(:,3)';  
u = M128(:,2)';
```

Pro výpočet složek rychlosti v jednotlivých osách x,y (frekvence je převrácená hodnota periody, záporné rychlosti jsou zde rychlosti v opačném směru osy):

```
% Rychlost v jednotlivých složkách (dx, dy) je rozdíl dvou po sobe  
% jdoucích poloh * frekvence (100)  
dx=(x(2:length(x))-x(1:length(x)-1))*f1;  
dy=(y(2:length(y))-y(1:length(y)-1))*f1;
```

Celková rychlost složená z x-ové a y-ové složky (již nemůže být záporná) a spočte se pomocí Pythagorovy věty:

```
v=sqrt(dx.^2+dy.^2);
```

Změna rychlosti (zrychlení) v jednotlivých složkách (ddx, ddy) se počítá obdobně jako rychlost (celkové zrychlení ale může dosahovat záporných hodnot):

```
ddx=(dx(2:length(dx))-dx(1:length(dx)-1))*f1;  
ddy=(dy(2:length(dy))-dy(1:length(dy)-1))*f1;  
dv=(v(2:length(v))-v(1:length(v)-1))*f1;
```

Skript prevzorkuj.m je výchozím pro převzorkování: – **prevzorkuj.m**:

```
% x je radkový vektor  
function out = prevzorkuj(x,n)  
% Vstupní data (x) od začátku bez posledního  
p = repmat(1-(0:1/n:1-(1/n)),length(x)-1,1);  
% Vstupní data (x) od druhého do konce  
A = repmat(x(1:(length(x)-1))',1,n);  
% Vše je zopakováno pomocí repmat, aby bylo možné použít bezne  
maticové násobení
```

```

B = repmat(x(2:length(x))',1,n);
% Matice po sloupcích (out(:)) a připsání poslední hodnoty na konec
out = (p.*A + (1-p).*B)';
% Výsledek je transponovaný, aby vyšel řádkový vektor
out = [out(:);x(length(x))']';
end

```

V další části dochází k samostatnému převzorkování jednotlivých veličin podle nejmenšího společného násobku výchozích vzorkovacích frekvencí:

```

nasobek1 = f2/gcd(f1,f2);
nasobek2 = f1/gcd(f1,f2);
x2 = prevzorkuj(x,nasobek1);
y2 = prevzorkuj(y,nasobek1);
cas2 = prevzorkuj(cas,nasobek1);
u2 = prevzorkuj(u,nasobek2);
dx2 = prevzorkuj(dx,nasobek1);
dy2 = prevzorkuj(dy,nasobek1);
v2 = prevzorkuj(v,nasobek1);
ddx2 = prevzorkuj(ddx,nasobek1);
ddy2 = prevzorkuj(ddy,nasobek1);
dv2 = prevzorkuj(dv,nasobek1);

```

Nyní definujeme společnou délku pro všechny veličiny:

```
delka = min(length(u2),length(ddx2));
```

Následně proběhne zkrácení na společnou délku:

```

x2 = x2(1:delka);
y2 = y2(1:delka);
cas2 = cas2(1:delka);
u2 = u2(1:delka);

```

EMG signál (napětí) je metodou klouzavého průměru vyhlazeno podle zvoleného časového úseku v milisekundách:

```
vyhladit = 200;
```

Časový úsek je nutné pro výpočet definovat ve vzorcích:

```
prumerovat_vzorku = vyhladit*f/1000;
```

Výpočet klouzavého průměru:

```
t = tsmovavg(u2,'s',prumerovat_vzorku);
```

Pro posunutí do fáze je nutné vynechat některé vzorky. Zvolil jsem vynechání zleva i zprava, se stejným počtem:

```

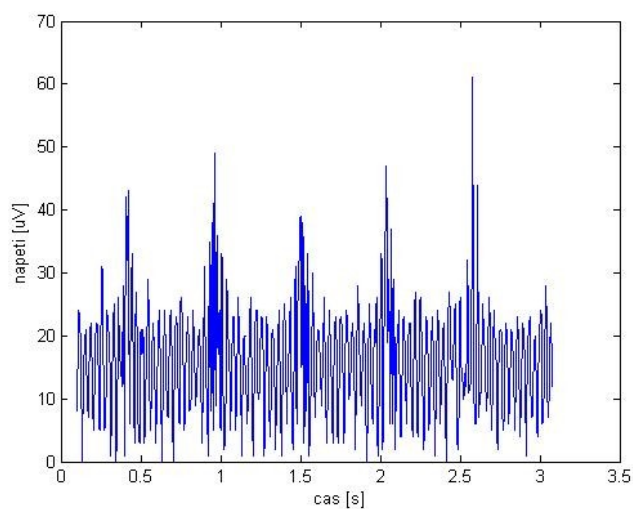
vynechat_vzorku=prumerovat_vzorku+1;
vynechat_vpravo=floor(vynechat_vzorku/2);
vynechat_vlevo=vynechat_vzorku-vynechat_vpravo;

```

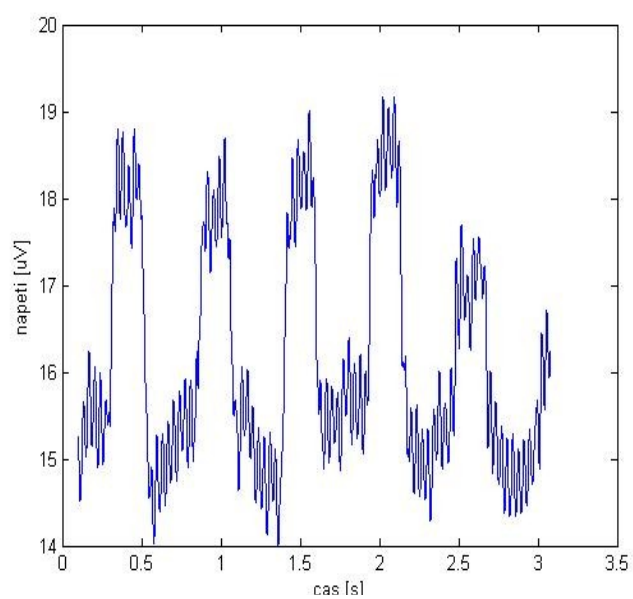
Vynechání vzorků u jednotlivých proměnných:

```
konec=delka-vynechat_vpravo;  
zacatek=vynechat_vlevo;  
t=t(zacatek:delka);  
x2 = x2(zacatek:konec);  
y2 = y2(zacatek:konec);  
cas2 = cas2(zacatek:konec);  
u2 = u2(zacatek:konec);  
t = t(zacatek:konec);  
dx2 = dx2(zacatek:konec);  
dy2 = dy2(zacatek:konec);  
v2 = v2(zacatek:konec);  
ddx2 = ddx2(zacatek:konec);  
ddy2 = ddy2(zacatek:konec);  
dv2 = dv2(zacatek:konec);
```

V další části můžeme již přistoupit k vyobrazování sledovaných veličin. Níže uvedené příklady jsou uvedeny pro **široký sval zádový levý**.

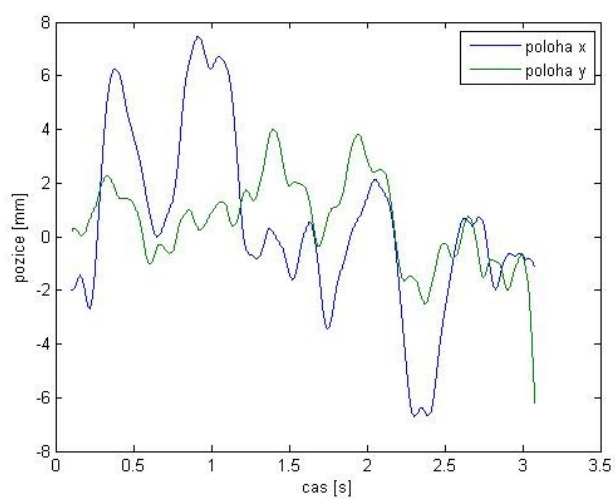


Obrázek 32. Výchozí rektifikované EMG

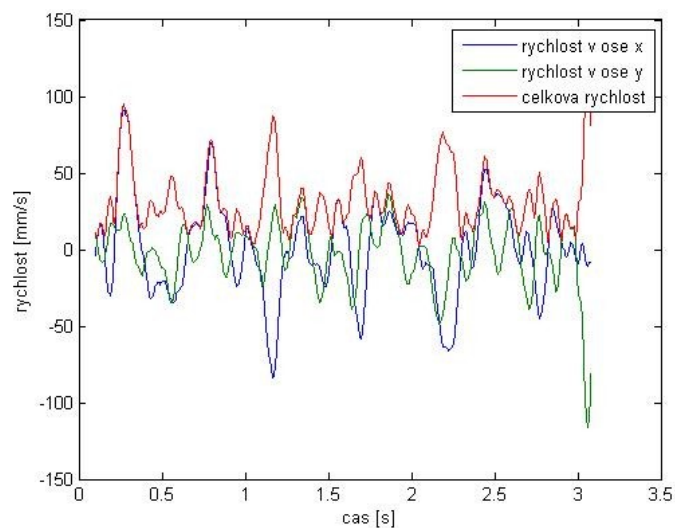


Obrázek 33. Vyhlazené EMG s nastavením vyhlazení 200ms

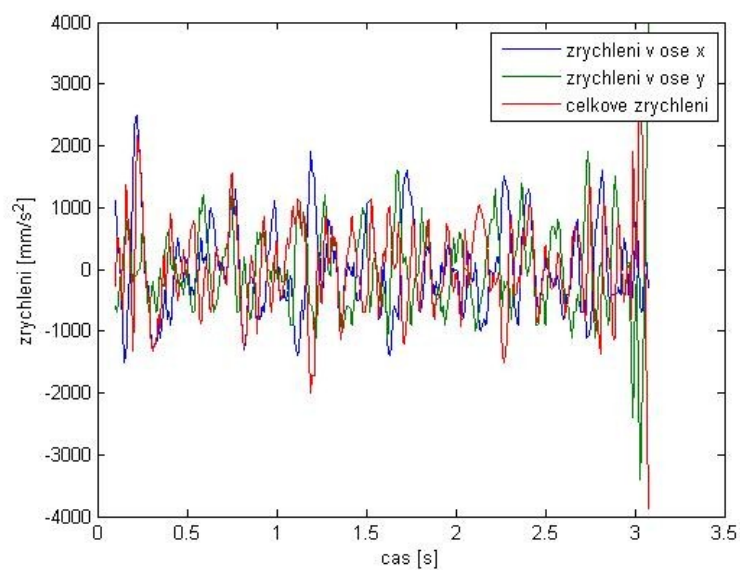
Hodnota 150 – 200ms se doporučuje pro vyhlazování podle literatury viz [3].



Obrázek 34. Změna polohy x a y souřadnic



Obrázek 35. Průběh rychlostí



Obrázek 36. Průběh zrychlení

V další části jsem se věnoval sledování závislostí mezi zvolenými veličinami tedy napětím a rychlostmi v jednotlivých osách a celkovou rychlostí a dále pak mezi napětím a zrychlením v jednotlivých osách a celkovým zrychlením. Pro toto zkoumání jsem zvolil metodu křížové korelace (cross-correlation), která se využívá k analyzování signálů a určuje míru závislosti dvou vstupních signálů na velikosti fázového posunutí. Využívá skalárních součinů.

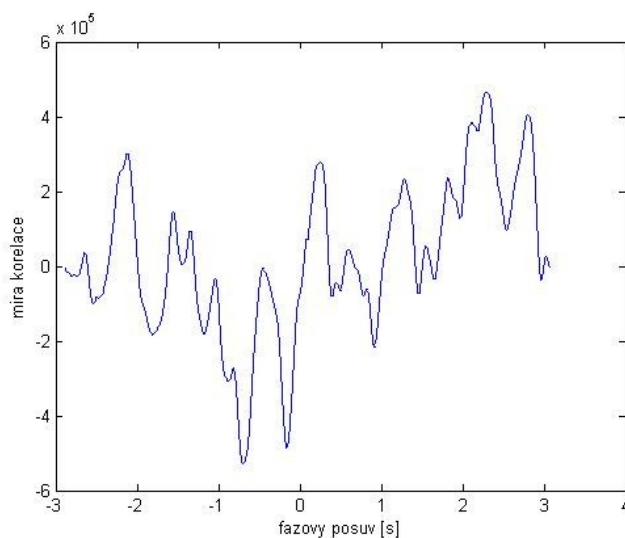
Obecně můžeme křížovou korelaci definovat:

$$(f \star g)(\tau) \stackrel{\text{def}}{=} \int_{-\infty}^{\infty} f^*(t) g(t + \tau) dt, \quad (4)$$

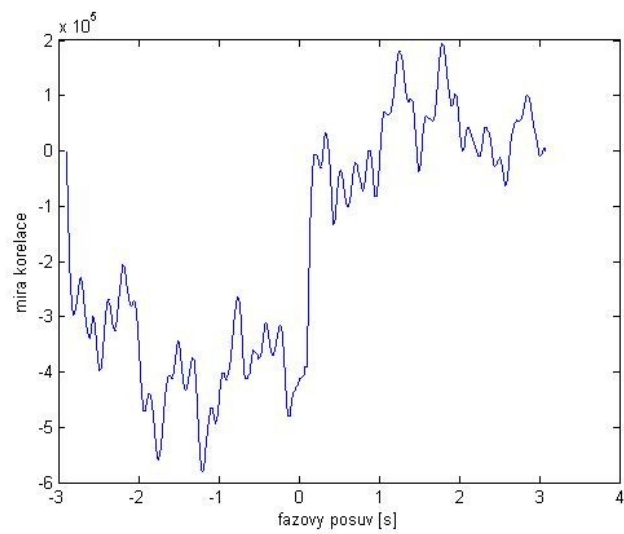
Kde: f a g jsou vstupní signály v čase t a τ je zpoždění vůči času t
[25]

Pro výpočet křížové korelace jsem použil matlabovskou funkci `xcorr`. V níže uvedeném kódu je příklad výpočtu a vyobrazení pro korelaci mezi napětím a rychlostí ve složce x . Fázový posuv je přepočten ze vzorků na čas.

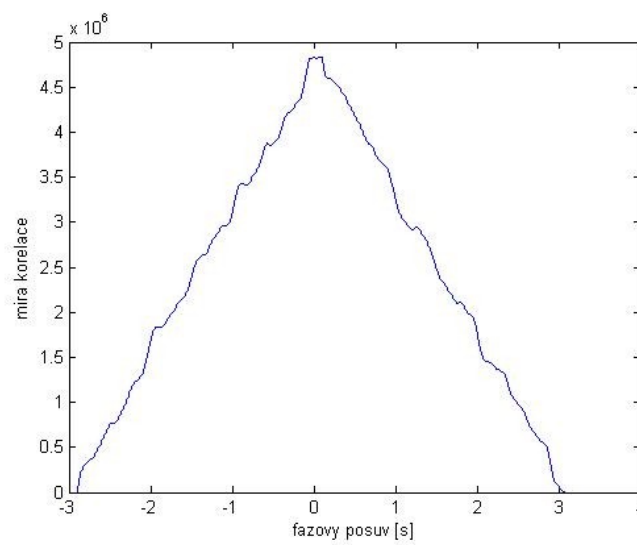
```
xcas = [cas2(1:length(cas2)), cas2(2:length(cas2))+3];
korelace = xcorr(t,dx2);
plot(xcas,korelace);
xlabel('fazovy posuv [s]')
ylabel('mira korelace')
```



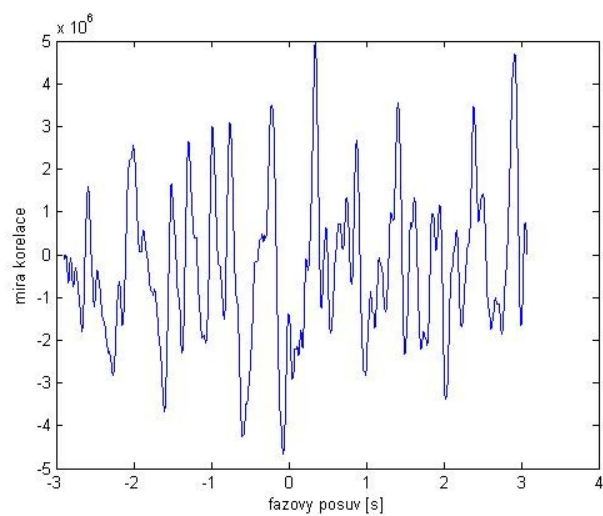
Obrázek 37. Korelace mezi EMG a rychlostí ve složce x



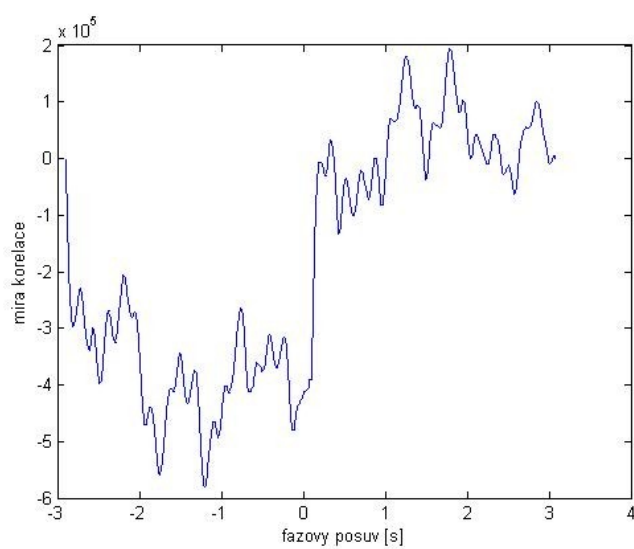
Obrázek 38. Korelace mezi EMG a rychlostí ve složce y



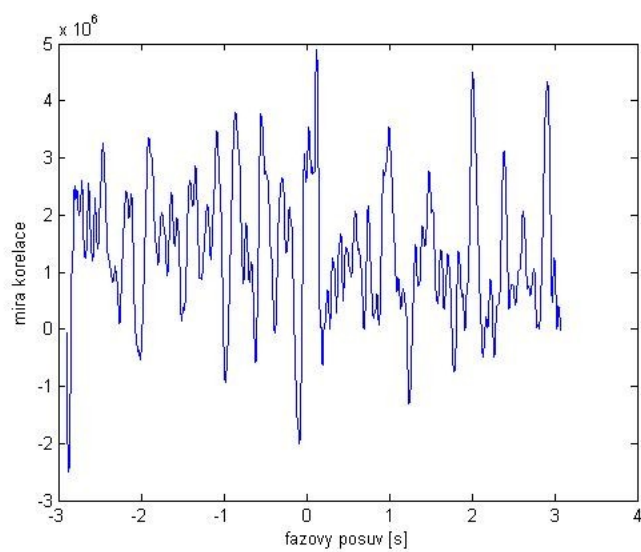
Obrázek 39. Korelace mezi EMG a celkovou rychlostí



Obrázek 40. Korelace mezi EMG a zrychlením ve složce x



Obrázek 41. Korelace mezi EMG a zrychlením ve složce y



Obrázek 42. Korelace mezi EMG a celkovým zrychlením

Dalším zkoumáním jsem zjistil, že pokud definujeme složku záporného zrychlení (tedy zpomalení) jako absolutní hodnotu, tak korelace vychází ve fázi, podobně jako u celkové rychlosti.

8 Závěr

Hlavním záměrem této bakalářské práce bylo přiblížit čtenáři problematiku týkající se pohybu střelce během míření a zpětného rázu pušky a experimentálně změřit a vyhodnotit jak aktivitu svalů, tak pohyb zbraně při střelbě.

V jednotlivých kapitolách seznamuji s teorií pohybu člověka z různých úhlů pohledu, vyšetřením pohybu zbraně, elektromyografií a její problematikou záznamu.

Zpracoval jsem také jednoduchý náhled do oblasti sportovní střelby, konkrétně pro střelbu ze vzduchové pušky na 10 metrů vstoje.

V praktické části jsem provedl měření na dvou střelcích, konkrétně na střelnici ve Vítkovicích, kde tito střelci mají zázemí pro zimní přípravu a pro jednoduchou představu vyhodnotil pomocí Excelu.

Interval střelby jsem rozdělil do dvou fází – během míření a během zpětného rázu.

Interval míření jsem volil v čase $t = \langle -3s; 0s \rangle$. Kde čas $0s$ je okamžikem výstřelu. Tento interval jsem volil jako kompromis mezi tím, aby tato fáze nebyla příliš dlouhá a tím, aby byla zachycena oblast koncentrace střelce na maximální střelecký výkon.

Interval během zpětného rázu jsem určil jako čas $t = \langle 0s; 0,2s \rangle$. Tento čas jsem určil podle analýzy nesčetného množství výstřelu pomocí programu Scatt, kdy docházelo k pohybu hlavně směrem nahoru. Tento jev je typický pro víceméně všechny zbraně, ale velikost tohoto pohybu záleží na mnoha faktorech.

U jednoho ze střelců jsem zvolil měřené body pro měření svalových aktivit během střelby. Volil jsem velké svalové partie, aby došlo k minimální možnosti přeslechu z jiného svalu. Svaly zvolené pro měření tedy byly dvojhlavý sval pažní, trapézový sval a široký zádový sval. Každý sval jsem měřil symetricky na pravé a levé straně. Bylo tedy změřeno 6 svalů. V příloze II jsem vytvořil intuitivní manuál pro práci s programem DOMINO související se zařízením SOMNOScreen plus.

Jelikož zařízení SOMNOScreen plus bylo pouze v offline režimu měření, nebylo možné sledovat měřený signál v reálném čase na obrazovce, ale pouze následně po extrahování z paměťové karty. Tento problém způsobil obtíže při určení přesného okamžiku výstřelu a tedy stanovení zvolených intervalů. Ten jsem vyřešil použitím mikrofonu připevněného na zbraň a sledováním špiček a intervalů mezi jednotlivými výstřely, které poskytl zase program Scatt.

Z naměřených dat jsem vytvořil zjednodušenou svalovou mapu pro přehlednost. Mapa byla vytvořena z dvaceti po sobě jdoucích výstřelech pro každý sval. Z výsledku bylo zřejmé, že byla zatížena především pravá část horní poloviny těla střelce. Tento jev je zřejmě způsoben charakterem postoje.

V další části jsem spočetl průměrné rychlosti v jednotlivých intervalech střelby u obou střelců v Excelu pro dvacet po sobě jdoucích výstřelech.

Pro analýzu vzájemného působení EMG a rychlosti, respektive zrychlení jsem zvolil křížovou korelační analýzu a s její pomocí jsem zjistil závislost mezi svalovou aktivitou a celkovou rychlostí pohybu zbraně u všech měřených svalů. U zrychlení tomu bylo pouze tehdy, pokud jsme zpomalení považovali jako zrychlení.

Seznam použité literatury

- [1] JIRÁK, Zdeněk et al. *Fyziologie pro bakalářské studium na FZS OU*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií, 2009. 250 s. ISBN 978-80-7368-234-7.
- [2] KELLER, Otakar. *Obecná elektromyografie*. 1. vyd. Praha: TRITON s.r.o., 1999. 176 s. ISBN 80-7254-047-5.
- [3] KROBOT Alois., KOLÁŘOVÁ Barbora. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. 82 s. ISBN 978-80-244-2762-1. Skripta.
- [4] *Patobiomechanika a Patokinesiologie KOMPENDIUM: Elektromyografie* [online]. [cit. 2013-1-10] Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendum/biomechanika/experiment_metody_emg.php>
- [5] IMRAMOVSKÝ Martin. *Zdravotnické elektrické přístroje I*. Ostrava: Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, 2007. 330 s. ISBN 978-80-248-1545-9. Skripta.
- [6] DUFEK Jaroslav. *Elektromyografie*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. 102 s. ISBN 80-7013-208-6.
- [7] HOLIBKOVÁ Alžběta, LAICHMAN Stanislav. *Přehled anatomie člověka*. 4. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2008. 140 s. ISBN 80-244-1480-5. Skripta.
- [8] *Patobiomechanika a Patokinesiologie KOMPENDIUM: Hladká srdeční svalovina* [online]. [cit. 2013-1-20] Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendum/anatomie/tkane_svalove_hladka.php>
- [9] *Patobiomechanika a Patokinesiologie KOMPENDIUM: Příčně pruhovaná (kosterní) svalovina* [online]. [cit. 2013-1-20] Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendum/anatomie/tkane_svalove_kosterni.php>
- [10] HORÁČEK, Jaroslav. *Anatomie pro bakalářské studium se zdravotnickým zaměřením*. Ostrava: Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, 2006. 113 s. ISBN 80-248-1203-7. Skripta.
- [11] BARNACIKOVÁ Martina, KALICHOVÁ Miriam, BARÁNKOVÁ Lenka. *Základy sportovní kineziologie: Kineziologické metody* [online]. [cit. 2013-1-20] Dostupné z: <http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/kineziologicke_metody.html#kinematicka_analyza>
- [12] BRYCH, Jan. *Sportovní střelba*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2008. 261 s. ISBN 978-80-246-1582-0. Skripta

- [13] NOPTTEL. *Noptel Shooting Training Systems*. [online]. 13.3.2012, [cit. 2013-1-20]. Dostupné z: < http://www.noptel.fi/download/nts/documents/Noptel_training_systems2.pdf>
- [14] DYLEVSKÝ, Ivan. *Kineziologie: Základy strukturální kineziologie*. 1.vyd. Praha: Triton, 2009. 235 s. ISBN 978-80-7387-324-0
- [15] BARNACIKOVÁ Martina, KALICHOVÁ Miriam, BARÁNKOVÁ Lenka. *Základní složky pohybového systému* [online].[cit. 2013-1-20] Dostupné z: <http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/zakladni_slozky.html>
- [16] FLUSSEROVÁ, Štěpánka. *Mikroskopická stavba svalů, anatomie*. [online]. [cit. 2014-1-12]. Dostupné z: < <http://medicina.ronnie.cz/c-1821-mikroskopicka-stavba-svalu.html>>
- [17] BARNACIKOVÁ Martina, KALICHOVÁ Miriam, BARÁNKOVÁ Lenka. *Druhy svalové kontrakce* [online].[cit. 2014-1-12] Dostupné z: <http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/druhy_svalove_kontrakce.html>
- [18] KOTT, Oto. *Předpoklady pohybu*. 2.vyd. Plzeň: Typos, 2013. 44 s. ISBN 978-80-261-0215-1
- [19] BARNACIKOVÁ Martina, KALICHOVÁ Miriam, BARÁNKOVÁ Lenka. *Kinematika a dynamika lidského pohybu* [online].[cit. 2014-4-24] Dostupné z: <http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/kinematika_dynamika.html>
- [20] *Patobiomechanika a Patokinesiologie KOMPENDIUM: Newtonovy pohybové zákony* [online].[cit. 2014-24] Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompedium/biomechanika/dynamika_newton.php>
- [21] Suomen Ampumaurheiluliitto: *European Championship 10 m* [online].[cit. 2014-4-27] Dostupné z: < <http://www.ampumaurheiluliitto.fi/european-championships-10-m/10m-shooting-event-and-results/10m-shooting-events/>>
- [22] Wikipedia, the free encyclopedia. *10 m air rifle* [online].[cit 2014-4-27] Dostupné z: < http://en.wikipedia.org/wiki/10_metre_air_rifle>
- [23] FLUSSEROVÁ, Štěpánka. *Svaly paže*. [online]. [cit. 2014-5-2]. Dostupné z: <<http://medicina.ronnie.cz/c-420-svaly-paze.html>>
- [24] Wikipedia, the free encyclopedia. *Sval trapézový* [online].[cit 2014-5-2] Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Sval_trap%C3%A9zov%C3%BD>
- [25] Wikipedia, the free encyclopedia. *Sval trapézový* [online].[cit 2014-7-18] Dostupné z: <<http://en.wikipedia.org/wiki/Cross-correlation>>

Seznam použitých obrázků

- [o1] Mudr. Otakar Lucák. Klinika plastické chirurgie Ostrava. *Výživové poradenství* [online].[cit. 2013-1-21] Dostupné z: <http://www.plastickachirurgie.com/vyzivove-poradenstvi-zdrava-vyziva-p266.html>>
- [o2] BARNACIKOVÁ Martina, KALICHOVÁ Miriam, BARÁNKOVÁ Lenka. *Základy sportovní kineziologie: Ramenní kloub –přední svaly* [online].[cit. 2013-1-21] Dostupné z: < <http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/rameno.html>>
- [o3] BARNACIKOVÁ Martina, KALICHOVÁ Miriam, BARÁNKOVÁ Lenka. *Základy sportovní kineziologie: Ramenní kloub –zadní svaly* [online].[cit. 2013-1-21] Dostupné z: < <http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/rameno.html>>
- [o4] BIO-MEDICAL. *Kendall / Tyco ARBO Disposable Surface EMG/ECG/EKG Electrodes 1 3/8" (35mm) 50pkg.* [online].[cit. 2013-1-21]. Dostupné z: <<http://bio-medical.com/products/kendall-tyco-arbo-disposable-electrodes-50pkg-35mm.html>>
- [o5] CHEIRÓN. *Jednorázové koncentrické jehlové elektrody.* [online].[cit. 2013-1-21]. Dostupné z: < <http://www.cheiron.eu/cs/produkty/spotrebni-material/jednorazove-koncentricke-jehlove-elektrody.ep/>>
- [o6] TENIS KLUB TK KRNOV. [online].[cit. 2013-1-21]. Dostupné z: <<http://www.tenis.spcnet.cz/2010/index2010.htm>>
- [o7] YOUTUBE. *Scatt Shooter Training System.* [online]. 6.7.2009, [cit. 2013-1-21]. Dostupné z: < <http://www.youtube.com/watch?v=o9iyRq4sJ7s> >
- [o8] INTAN TECHNOLOGIES, LLC. *Example signals acquired with RHA2000 chips.* [online].[cit. 2013-1-21]. Dostupné z: < http://www.intantech.com/signals_RHA2000.html>
- [o9] FITZGORDON, Jonathan. *How Do Muscles Contract?*.[online] 15.12.2012, [cit. 2014 – 1-12]. Dostupné z: <<http://blog.corewalking.com/how-do-muscles-contract/>>
- [o10] ADNAV. Soubor:Sarkomera.jpg. [online] 28.10.2011, [cit. 2014-1-14]. Dostupné z: <<http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:Sarkomera.jpg>>
- [o11] Weeping Water Gun Club, *10m Air Rifle.* [online].[cit 2014-5-2] Dostupné z: <<http://www.weepingwatergunclub.com/targets.pdf>>
- [o12] QUIZLET, *Ars-Back.* [online].[cit 2014-5-2] Dostupné z: <<http://quizlet.com/6171903/a>>

Seznam příloh

- I. Data a kódy pro výpočty v Matlabu a Excelu**
- II. Instrukce pro softwarový program DOMINO**